

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

Translation:

United Arab Emirates
Ministry of Finance and Industry

PRIORITY DOCUMENT

The Industrial Property Department certifies that Mr. Yousri Mohammad Taher Haj-Yousef, Jordanian nationality, has applied for patent application as per the following details:

Application Number : 265/2003
Filing Date : August 18, 2003
Name of Applicant : Yousri Mohammad Taher Haj-Yousef / Jordanian Nationality
Name of Invention : "METHOD AND APPARATUS FOR NON CONTACTLY
MONITORING THE CELLS BIOACTIVITY"
Name of Agent : Emirates Intellectual Property Services

This certificate has been issued for claiming priority in other countries and with this, we are enclosing the following documents with the application:

* Specifications Arabic/English * Abstract Arabic/English * Drawings Arabic/English

Manager, Intellectual Property
Signature
Stamp

Date Issued : December 15, 2003

Note : Any amendment or erase shall render this certificate invalid.



Ref.: _____: اشارتنا:

Date: _____

التاريخ: ١٤ / / ٢٠٠٣

الموافق: ٢٠٠٣ / / ٢٠٠٣

مستند أولوية

تشهد إدارة الملكية الصناعية بأن السيد / يسري محمد طاهر الحاج يوسف - أردني الجنسية تقدم إلينا
بطلب براءة اختراع وفقاً للبيانات الآتية:

رقم الطلب: ٢٠٠٣/٢٦٥

تاريخ التقديم: ٢٠٠٣/٨/١٨ م

اسم الطالب: يسري محمد طاهر الحاج يوسف - أردني الجنسية

تسمية الاختراع: جهاز وأسلوب غير تماسي لمراقبة نشاط الخلايا المحيوية.

اسم الوكيل: الإمارات لخدمات الملكية الفكرية.

وقد تحرر هذه الشهادة كمستند أولوية بناء على طلب الطالب لاستخدامه في الأيداع خارج الدولة ومرفق
المستندات المقدمة مع الطلب وهي:

☐ وصف كامل عربي / انجليزي ☐ وصف مختصر عربي / انجليزي ☐ رسومات عربي / انجليزي

مراشد عبدالله المعلا

مدير إدارة الملكية الصناعية



تحريراً في ١٥ / ١٢ / ٢٠٠٣ م

* أي شطب يلغي المستند .

H.A



دولة الإمارات العربية المتحدة
وزارة المالية والصناعة
إدارة الملكية الصناعية

إيصال إستلام مستندات

طلب براءة ☐ شهادة منفعة ☐

(نموذج رقم ٧)

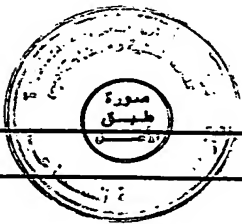
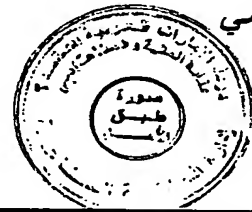
سدد الرسم بإيصال رقم : ٢٨١٠١٥٨١٠
بتاريخ : ٢٨/١٠/٢٠٠٢

رقم الطالب : ٢٠٢ / ٢٦٥
ساعة وتاريخ تقديم الطلب :
إسم الطالب وجنسيته : يسري محمد طاهر الحاج يوسف
جهاز واسلوب غير تماثلي لمراقبة نشاط الخلايا الحيوية

- بيان المستندات المستلمة مع الطلب .
- ١ - الوصف التفصيلي للإختراع / عدد ١٩ صفحة من نسختين ☒
 - ٢ - الرسم الخاص بالإختراع / عدد ٨ لوحة من نسختين ☒
 - ٣ - الوصف المختصر للإختراع / عدد ١ صفحة من نسختين ☒
 - ٤ - مستخرج من السجل التجاري أو عقد التأسيس أو أداة الإنشاء ☒
 - ٥ - المستند الدال على أحقية الطالب في الإختراع إذا كان الطالب غير المخترع ☒
 - ٦ - موافقة صاحب الشأن إذا كانت العناصر الجوهرية للإختراع قد تم الحصول عليها من إختراع شخص آخر . ☒
 - ٧ - سند الوكالة إذا أودع الطالب بواسطة وكيل . ☒
 - ٨ - صورة من الطلب السابق والمستندات المرفق به مصحوبة بشهادة تبين تاريخ ورقم إيداعه والدولة التي أودع فيها ، إذا كان الطلب يتضمن الرغبة في إعتبار الأولوية في التسجيل لطلب سبق تقديمه في دولة تكون طرفا في إتفاقية أو معاهدة دولية مع دولة الإمارات العربية المتحدة وفقا للمادة (١١) من القانون . ☒
 - ٩ - الشهادة الصادرة بالحماية المؤقتة إن وجدت . ☒
 - ١٠ - كتاب من مكتب مقاطعة إسرائيل بعدم حظر التعامل مع الطالب . ☒
 - ١١ - مستندات طلب PCT المنشور وتقرير البحث والفحص الفني . ☒
 - ١٢ - تعهد كتابي على النموذج رقم (٦) بتقديم اللزوم من المستندات (من ٤-١١) عدا المرفق منها بالطلب . ☒

الختم الرسمي

مجموع المستندات المستلمة
المستلم :
الإسم :
التوقيع :



ملاحظة : يؤشر بعلامة ✓ أمام المستندات المستلمة .



دولة الامارات العربية المتحدة
وزارة المالية والصناعة
ادارة الملكية الصناعية

(نموذج رقم ٥)

طلب براءة أو شهادة منفعة

للاستعمال الرسمي فقط

يلتمس الطالب من ادارة الملكية الصناعية منحه

☐ براءة اختراع (اصلية ☐ اضافية ☐)

☐ شهادة منفعة (اصلية ☐ اضافية ☐)

وفقاً للبيانات التالية :

رقم الطلب : ٥٧ / ٩٦٥

تاريخ التقديم : ٢٠٠٧ / ١٨ / ١٨

ساعة التقديم : ١٥ : ٤٥

١ - اسم الاختراع : جهاز واسلوب غير تماسي لمراقبة نشاط الخلايا الحيوية

٢ - اسم الطالب : يسري محمد طاهر الحاج يوسف

العنوان : دولة الامارات العربية المتحدة - العين - الكويتات الجديدة شارع الطلاع فيلا ٣٠

ص ب ١٨٥٣

المحل المختار في الدولة : العين ١٨٥٣

الجنسية :

محل الاتامة أو المركز الرئيسي للأعمال : الدائرة الخاصة لصاحب السمو رئيس الدولة وصاحب السمو ولي العهد

رقم الهاتف : ٧٦٤٤٣٣٣ - ٣

رقم التلكس : ٧٦٤٥٣٢٢٠ - ٣

رقم الفاكس : ٧٦٤٥٣٢٢٠ - ٣

عدد الطالبين : اذا كان الطالبين اكثر من واحد تذكر بيانات الباقي في ورقة تابعة

٣ - اسم المخترع : يسري محمد طاهر الحاج يوسف

العنوان : الامارات العربية المتحدة - العين - الكويتات الجديدة شارع الطلاع فيلا ٣٠ ، ص ب ١٨٥٣

الجنسية : اردني

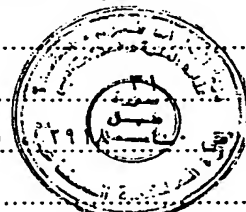
عدد المخترعين : اذا كان المخترعين اكثر من واحد يذكر بيانات الباقي في ورقة تابعة

٤ - اسم الوكيل : الامارات لخدمات الملكية الفكرية

مصدرها : ادارة الملكية الصناعية

تاريخها : ١٩٩٩/٤/٢١

العنوان : الشارقة ، الامارات العربية المتحدة

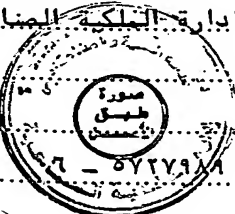


رقم الوكالة : ٢٩

رقم الهاتف : ٥٧٢٦٦٦٧ - ٠٦

رقم التلكس : ٥٧٢٦٦٦٧ - ٠٦

رقم الفاكس : ٥٧٢٦٦٦٧ - ٠٦



٥ - المطالبة بالاولوية إستناداً الى طلب سابق :

اسم الدولة التي قدم إليها الطلب :
رقم وتاريخ الطلب :
إذا كانت الاولوية تستند الى اكثر من طلب سابق تذكر بيانات باقي الطلبات في ورقة تابعه

٦ - رقم وتاريخ شهادة الحماية المؤقتة ان وجدت :

٧ - إذا كان الطلب عن براءة أو شهادة منفعة إضافيه يذكر :

- رقم وتاريخ قيد طلب البراءة أو شهادة المنفعة الاصلية :

- رقم وتاريخ منح البراءة أو شهادة المنفعة الاصلية :

٨ - السيد الأستاذ مدير إدارة الملكية الصناعية :

أنا الموقع على هذا : غالب البيضاوي

بصفتي : وكيل عن الطالب

أطلب منحي :

☒ براءة اختراع (أصليه ☐ إضافيه ☐)

☐ شهادة منفعة (أصليه ☐ إضافيه ☐)

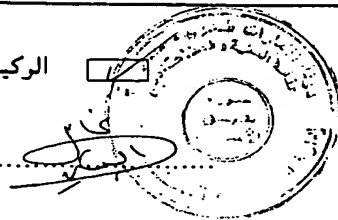
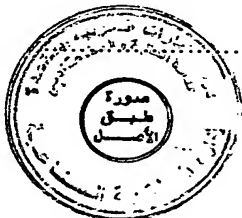
كالمين أعلاه :

الطالب ☐

الوكيل ☐

٩ - التوقيع :

التاريخ :





دولة الامارات العربية المتحدة
وزارة المالية والصناعة
ادارة الملكية الصناعية

تعهد بتقديم مستندات متعلقة بطلب

براءة ☐ شهادة منفعة ☐ رسم أو نموذج صناعي ☐

(انرجز رقم ٦

٢٧ / ٢٦٥

رقم الطلب :

٢٧ / ٢٦٥

تاريخ تقديم الطلب :

٢٧ / ٢٦٥

إسم الطالب :

يوسري محمد طاهر الحاج يوسف

إسم الوكيل :

الامارات لخدمات الملكية الفكرية

أتعهد أنا الموقع أدناه :

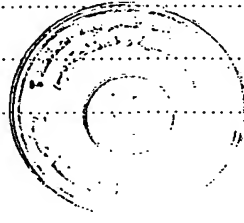
غالب حكمت السقاوي

بصفتي :

وكيل عن الطالب

بأن أقدم لإدارة الملكية الصناعية المستندة المبنة أدناه خلال تسعين يوماً من تاريخ تقديم الطلب

توقيع



تخبراً في : / /

التوقيع

خالد

(11)

(12)

(44)



A E

(19) وزارة الاقتصاد - المديرية العامة للتجارة

وزارة المالية والصناعة

ادارة الملك المعالي

(71) يسري محمد طاهر الحاج يوسف

(51)

(72) يسري محمد طاهر الحاج يوسف

(73)

(21)

(74)

(22)

(30)

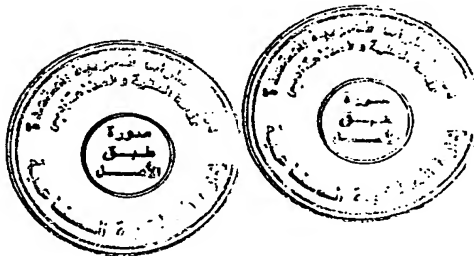
(54) جهاز واسلوب غير تماشي لمراقبة نشاط الخلايا الحيوية

(57)

الاختراع المقدم هنا يتضمن جهاز واسلوب للمراقبة الغير مباشرة (الغير تماسية)

لنشاط الخلايا الحيوية وعن طريق المفاهيم التالية:

- المراقبة عن طريق تحسس التغير في الممانعة والتي تحدث نتيجة حركة عبور الجزيئات المشحونة من خلال الغشاء الخلوي الخارجي.
- المراقبة عن طريق تحسس التغير في الممانعة والتي تحدث نتيجة التغير في محصلة تركيز الجزيئات المشحونة على جانبي الغشاء الخلوي.
- المراقبة عن طريق تحسس التغير في الممانعة والتي تحدث نتيجة حركة الخلايا الذاتية داخل الجسم.





A E

(11)

(12)

(44)

(71) HAJ-YOUSEF, Yousri Mohammad Taher

(5i)

(72) HAJ-YOUSEF, Yousri Mohammad Taher

(73)

(2i)

(74)

(22)

(30)

(54)

METHOD AND APPARATUS FOR NON-CONTACTLY
MONITORING THE CELL BIOACTIVITY

(57)

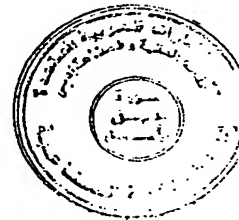
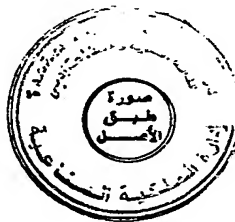
The present invention pertains to a method for non-contactly (non-invasively) monitoring the cells bioactivities by three means:

a)- By monitoring the impedance variation being occurred due to the transition movements of ionized molecules across the cells membrane.

b)- By monitoring the impedance variation being occurred due to the difference in concentrations of the ionized molecules at both sides of the cells membranes, which therefore originates the impedance property of the cells.

c)- By monitoring the impedance variation being occurred due to the cells (tissue) movements or flow within the body.

Monitoring the tiny movements of concealed non-metallic objects being in



جهاز وأسلوب غير تماسي لمراقبة نشاط الخلايا الحيوية

مقدمة

الاختراع المقدم هنا يتضمن جهاز وأسلوب للمراقبة الغير مباشرة (الغير تماسية) لنشاط الخلايا الحيوية وعن طريق المفاهيم التالية:

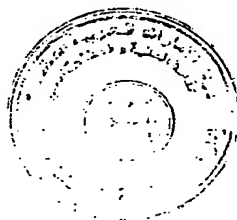
- المراقبة عن طريق تحسس التغير في الممانعة والتي تحدث نتيجة حركة عبور الجزيئات المشحونة من خلال الغشاء الخلوي الخارجي.
- المراقبة عن طريق تحسس التغير في الممانعة والتي تحدث نتيجة التغير في محصلة تركيز الجزيئات المشحونة على جانبي الغشاء الخلوي.
- المراقبة عن طريق تحسس التغير في الممانعة والتي تحدث نتيجة حركة الخلايا الذاتية داخل الجسم.

إن مراقبة الحركة المجهرية للأجسام الغير معدنية والمخفية أو حتى الظاهرة تشكل حالياً معضلة حقيقية وبالأخص عند الحاجة لإجرائها في المحيط البيئي الطبيعي.

تنقسم الوسائل الحالية المتبعة في رصد حركة الأجسام إلى قسمين رئيسيين:

أ) رصد فعال: وهو الذي يتم عن طريق إرسال موجات ضوئية أو ما فوق الصوتية أو لاسلكية نحو الهدف المرصود ومن ثم يتم استقبال الموجات المرتدة عن الهدف وبمقارنتها يتم التعرف على طبيعة النشاط، كما في أنظمة الرادار.

ب) رصد سلبي: وبه يتم استقبال الإشارات الناتجة عن نشاط الهدف كالنشاط الحراري، و بالرصد عن طريق الأشعة تحت الحمراء كما في دوائر التحكم بمدخل البوابات الآلية.



تتميز كافة الأنظمة المستعملة حاليا بضعف الحساسية وذلك كنتيجة لإختلاط إشارات الرصد مع التداخلات الكهرمغناطيسية و الضجيج المحيطي للبيئة.

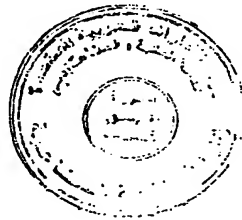
لقد تم إحداث فرق في طرق الرصد والمراقبة لحركة الأجسام عن طريق تسخير ظاهرة التوافق و اللاتوافق في الممانعة داخل خطوط نقل الموجات (الكوابل المحورية). ففي براءة الاختراع الأمريكية ذات الرقم (٦٣٥٩٥٩٧) تم عرض تجسيد حي لهذه التقنية بصنع أول نظام مغلق لتحسس الحركة (غير سلبي وغير فعال). وما قد تم الوصول إليه من حساسية في حينه يقارب نسبة المائة في المليون. ولقد تم تطوير مستوى التحسس حاليا عن طريق نموذج أكثر تطورا بأن وصل إلى نسبة المائة في البليون (جزء من واحد على المليون).

لقد تم تقدير نسبة التحسس في الحجم المدرك للتغير في ممانعة الهدف المرصود على حجم الممانعة الكلية لذات الجسم. وكنتيجة لهذه الحساسية الغير مسبقة والهائلة في نفس الوقت فقد فتحت الآفاق لرصد الحركات المجهرية حتى للأجسام المخفية بالعوازل المنيعه. مع العلم أن التسخير الصحيح للتقنيات المتاحة سيؤدي إلى حساسية قد تقترب من أجزاء في الترليون.

لقد أدى الفحص الدقيق والمراقبة المباشرة لأداء النموذج المطور إلى نتائج مبهره وغي متوقعة ومنها على سبيل المثال لا الحصر: لقد تمكن النظام الجديد من رصد حركة الأجسام المطلقة العازلية كالزجاج و البلاستيك والإسفنج... الخ والمخفية حتى عبر حواجز لا معدنية أو جزئية المعدن ومن دون أن يتأثر بالتركيبية النمطية لهذه الأجسام، ولقد تم ذلك عن طريق التحسس سلبيا لتأثير حركة الأجسام على المحصلة النهائية للممانعة التوافقية.

كذلك لم يتأثر نظام التحسس بتغير الحرارة المحيطي حتى وعند وضع مجس التحسس في داخل اللهب، ولم يتأثر التحسس كذلك من حركة تدفق الهواء عبر منطقة الرصد.

هذه النتائج الغير مسبقة فتحت آفاقا لم تطرق من قبل، وأدت إلى تطبيقات عديدة وحيوية.



لمحة عامة عن الاختراع

عند بث الموجات الكهرمغناطيسية عبر خط النقل ونحو هوائي البث المتوازي والمحاصر للوسط المرصود، فإن كان الوسط المرصود يساوي بالممانعة لمصدر الموجات فإن كافة الطاقة التي تم بثها سيتم امتصاصها من قبل الوسط المتلقي، وأن أي اختلاف ينشأ عن عدم التوافق أو انحرافه سيؤدي إلى عدم تحرر جزء من تلك الطاقة المولدة وبذلك تعود إلى نفس المصدر.

إن الطاقة التي كانت قد تحررت من خط النقل كنتيجة لدرجة التوافق في الممانعة تسمى الطاقة الأمامية ويتم مراقبتها قبل أن تتحرر من النظام، أما الطاقة التي لم تتحرر مطلقاً من خط النقل كنتيجة لعدم التوافق فتسمى بالطاقة المرتدة (المرتجعة). يتم فحص قيم الطاقات الأمامية والمرتدة وهن لا يزالان ضمن خط النقل وقبل أن يتحررا وبدقة متزامنة عن طريق استخدام دائرة الربط الثنائية الاتجاه بعد أن يتم توليف ممانعة الحمل بواسطة موالف التوافق.

تقوم دائرة الربط الثنائية الاتجاه بتقييم الطاقات المقاسة الأمامية و المرتدة بصيغة جهديه بحتة، فالطاقة الأمامية تشكل بصيغة الجهد الأمامي وكذلك الطاقة المرتدة ستحمل صيغة الجهد المرتد، وهذه الجهود من ثم تمرر بواسطة مكثفات الربط والفاعلة كصيغة مرشح التمرير العالي، وذلك لاستخلاص الجهود المتناوبة والمتضمنة في داخلها والتي تتضمن كافة المعطيات عن اللا استقرار في ممانعة الحمل، ومن ثم توجه تلك الجهود المتناوبة إلى المكبر التفاضلي لكي يتحسس الفرق التفاضلي فيما بينهما ، حيث أن القيم المستخلصة تكون ذات خاصية تفاضلية فيما بينها وهذا ما يعنيه انه حينما يتناقص إحداها يتزايد الآخر.

وكمثال لا حصري فإن التقنية الجديدة تتضمن استخدامها بالتطبيقات التالية:

١. تخطيط القلب وديناميكية الدم:

إن تدفق الدم في الأوعية الدموية السعيرية أو الرئيسية يتضمن معطيات كثيرة عن آلية عمل القلب، وحيث أن القلب هو الرئة يعتبران كعضوين ميكانيكيين، وبذلك فإن مراقبة الآلية الميكانيكية تشكل غاية الأهمية في حقل المراقبة الطبية.



إن الطرق الحالية المتبعة في مراقبة حركة الدم في الأطراف تركز على المراقبة الضوئية عبر حقن الأشعة الضوئية تحت الحمراء في الإصبع أو صيوان الأذن ومن ثم يرصد الضوء العابر خلالها ليتم فحص الامتصاص الناتج عن التغيرات في لون الدم وبذلك يتم استخلاص المعطيات عن نشاط القلب. وكذلك عن طريق استخدام ظاهرة دوبلر للموجات فوق صوتية والتي توجه نحو أحد الأوعية الدموية الرئيسية وقياس الفرق فيما بين التردد المرسل والتردد المنعكس فإنه يتم تقييم سرعة التدفق الدموي. ٥

تعاني كافة الأنظمة المتبعة في فحص حركة الدم من عدة عيوب جوهرية، فهي لا تستطيع أن تتحسس التغيرات في التدفق التي تتجاوز الواحد في المائة من حجم التدفق الكلي، وكذلك فإنها لا تتمكن من رصد التغيرات الضعيفة كما في الأوعية الشعرية، وتعجز الطرق الضوئية كذلك عن القدرة في قياس كثير من الحالات تحت بعض الظروف والتي أهمها حالة فقر الدم أو لون البشرة الداكن وكذلك في تصلب الشرايين وطلاء الأظافر... الخ. ١٠

إن الطريقة التقليدية في إجراء تخطيط القلب الكهربائي لا تستطيع سوى تمييز ثلاثة منحنيات (كيو آر إس، تي، بي)، وهكذا يتم عادة التشخيص عن طريق ملاحظة اختفاء أحدها أو التغير في الاتساع الزمني لأي منها. ولذلك فإن هذا التشخيص والذي يرصد فقط الأوامر الدماغية للقلب، فهو عاجز عن تقييم الحالات المرضية للقلب بما لا يتجاوز البضع حالات، حتى أن التخطيط الكهربائي للقلب يدل في بعض الحالات على صلاحية عمل القلب مع أن القلب في حالة موت مطلق كما في حالة الانفصام الكهروميكانيكي للقلب. ٢٠

أما النظام المقدم بهذا الاختراع فهو قادر على متابعة آلية أداء القلب عن طريق رصد حركة الدم الشعرية في الجلد ومن أي مكان في الجسم كالإصبع على سبيل المثال وبحساسية لا متناهية وتتضمن رصد كافة آليات نشاط القلب كالانقباضات في التجاويف العضلية أو حتى نشاطات الصمامات الداخلية، حيث أن القنوات الشعرية للدم تتضمن منطقة الاتصال في الشرايين والأوردة والشرايين وبذلك تعكس أداء مخارج ومداخل القلب وبالتالي فإنها تحمل كافة المؤشرات على نشاطه. مع العلم أن درجة التحسس قد وصلت لمستوى أن يتحسس النظام للتغيرات في تدفق الدم بما لا يتجاوز ٢٥

الواحد نانو لتر (واحد على البليون من اللتر). وكذلك بالفحص الأحادي وبالإضافة لتخطيط القلب يتضمن كذلك تخطيط الضغط النبضي للدم وكذلك إيجاد معدل ضربات القلب وبل حتى تخطيط التنفس كنتيجة لضغط الصدر الناتج عن حركة الرئة وضغطها على الشريان السباتي في أسفل الرقبة، وكل ذلك بفحص واحد وغير تماسي يتم بتقريب المجس من المنطقة المرصودة كالإصبع مثلا ومن ثم تتم مراقبة حركة الدم الجارية تحت سطح الجلد.

٢. تخطيط الأجهزة العصبية:

يشكل هذا أهمية قصوى، فبه يتم رصد حركة الجزيئات وتفاعلاته الداخلية في داخل العصب الحسي او المحرك والناطقة عن النشاط الكيميائي والذي ينتج عنه حركة الجزيئات عبر الغشاء الخلوي المحيطي وكذلك التغير في الممانعة الداخلية للخلية المشكلة للنسيج الضام والناطقة عن التغير في تركيز الجزيئات الأيونية كالكالسيوم واليوتاسيوم وتموضعها على جانبي الغشاء الخلوي الداخلي والخارجي.

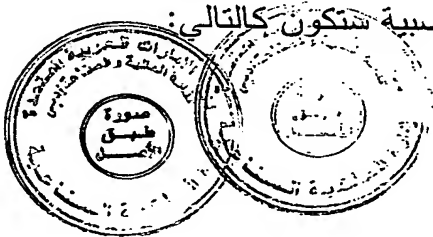
التطبيق المعروض يتضمن استخدامه في تخطيط آلية نشاط الدماغ وبحساسية تتفوق بكثير عما هو مستعمل حاليا بل أن النظام الجديد قد استطاع أن يرصد حتى همس الدماغ عبر مجس مزدوج وليس كما في الأنظمة الحالية التي تحتاج إلى مجموعة كبيرة من المجسات المتصلة مباشرة بجلد الرأس والتي لا تستطيع سوى رصد الإشارات الكهربائية الدماغية والتي تتجاوز الواحد ميكروفولت كنتيجة لتأثرها الكبير بالتداخلات الكهرومغناطيسية البيئية.

يتم رصد الدماغ بالنظام الحالي عن طريق رصد حركة الجزيئات الفعالة داخل الخلايا العصبية النشطة بالإضافة لرصد التغير في ممانعة النسيج الدماغي والتي تتراوح ما بين حوالي ١ كيلو أوم لكل واحد سنتيمتر في وضعية الراحة وعشرة كيلو أوم لكل واحد سنتيمتر في وضعية النشاط للخلايا. حتى أن النظام الحالي قد استطاع أن يرصد الاتصالات العصبية ما بين الدماغ والخلايا الحسية أو المحركة داخل الجسم وذلك عن طريق تحسس الإشارات المتبادلة عبر النخاع الشوكي.

وبذلك فعدة تطبيقات حيوية في حقل المراقبة العصبية ستكون كالتالي:

أ) تخطيط الدماغ التفاعلي.

ب) تخطيط الأعصاب الحركية والحسية.



٣. تخطيط قلب الجنين:

يتضمن إجراء تخطيط القلب والتنفس للجنين عن طريق رصد التغيرات في المناعة الناتجة عن حركة تلك الأعضاء. وكذلك يتضمن مراقبة التقلصات المصاحبة لمرحلة الولادة (الطلق).

٥

٤. تخطيط نشاط الأعضاء الحيوية للحشرات:

يتم ذلك بطريقة غير مسبقة بمراقبة الحركة الدموية والتنفسية للحشرات وبطريقة غير تلامسية حيث توضع الحشرة بعد تخديرها لمرة واحدة فقط فوق المجس وعن طريق استخدام مقياس الترددات الطيفي يتم تحديد النطاقات الترددية لهذه النشاطات ومن ثم تتم مراقبة تلك الحشرة وهي في كامل وعيها ونشاطها بتتبع هذه الترددات والتي قد تم استخلاصها من قبل.

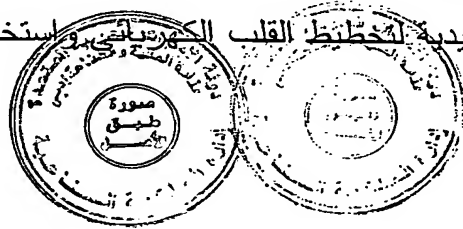
١٠



١٥

شرح مختصر للرسومات التوضيحية

- شكل ١ : يمثل المخطط الصندوقي العام للاختراع
- شكل ٢ : يمثل تجسيدا للاختراع في فحص آلية حركة الدم في الإصبع
- شكل ٣ : يمثل مقطع عرضي للإصبع لتوضيح تركيز الحقل الكهرومغناطيسي في كافة أجزائه ٥
- شكل ٤ : يمثل تجسيدا للاختراع في فحص نشاط الدماغ
- شكل ٥ : يمثل تجسيدا للاختراع في فحص نشاط الجهاز العصبي المحرك والحسي في داخل النخاع الشوكي
- شكل ٦ : يمثل تجسيدا للاختراع في فحص النشاط الحيوي للجنين ١٠
- شكل ٧ : يمثل شكل المجس المتداخل واللازم لفحص نشاط الحشرات الحيوي
- شكل ٨ : يمثل شكل المجس المتجاور (المتوازي)
- شكل ٩ : يمثل التركيب الداخلي للمرشح الراديوي الضيق النطاق
- شكل ١٠ : يمثل التجسيد الأمثل واللازم للفحص المتعدد القنوات
- شكل ١١ : يمثل التجسيد الأمثل واللازم للفحص والمراقبة عن طريق استخدام طاقة بث منخفضة القدرة ١٥
- شكل ١٢ : يمثل التجسيد الأمثل واللازم للفحص والمراقبة باستخدام مرجعية سلبية لتقليل آثار عدم الاستقرار في النظام
- شكل ١٣ : يمثل خطية العلاقة التفاضلية فيما بين الجهود الأمامية والمرتدة للحمل
- الموالم على المحصلة النهائية للأداء ٢٠
- شكل ١٤ : يمثل بشكل عام نتائج الفحص للنظام في رصد تدفق الدم في القنوات الشعرية لشخص في الأربعين من العمر وهي إشارات غير معالجة وتظهر هنا كما هي وتم فرزها اعتمادا على النطاق الترددي المتوقع لكل من هذه المؤشرات:
- أ (تمثل إشارة تقليدية المخطط القلب الكهربي) استخدمت هنا للمقارنة
- البحة ليس إلا ٢٥



(ب) تمثل إشارة تخطيط القلب الناتجة عن النظام ويلاحظ اتساع عرض نبضة الكيو آر إس وذلك لكونها توضح الانقباض الفعلي للقلب وليس كإشارة الإثارة الكهربائية كما هي ظاهرة في تخطيط القلب الكهربائي

(ج) توضح تخطيطا للضغط النبضي للدم

(د) توضح دورة القلب واللازمة لقياس معدل ضربات القلب بالدقيقة الواحدة

(هـ) توضح تخطيطا لدورة التنفس

(ز) مثال على إشارة مكبرة لذروة الكيو آر إس تم تضخيمها زمنيا خمسة

مرات ومطاليا عشرون مرة، وحيث يشير السهمان يلاحظ وجود نتوء منحني متزامن على كلاهما وهذا يدل على مستوى التحسس المكافئ للنظام الجديد.

دلالات الأرقام في الرسوم التوضيحية :

١ المذبذب الراديوي

٢ المضخم الراديوي

٣ دائرة الترشيح الراديوي الضيق النطاق

٤ خط النقل الكهرومغناطيسي

٥ المقوم

٦ دائرة الربط الثنائية الاتجاه

٧ موالف التوافق

٨ خط النقل الإرسالي

٩ محول التوازن

١٠ قطبي البث (المجس)

١١ الجسم المفحوص

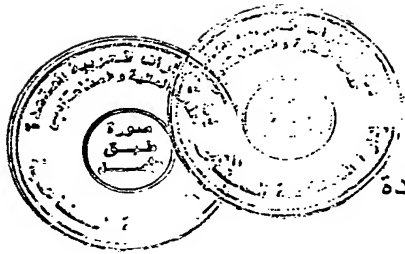
١٢ و ١٣ الجهود الأمامية والمرتدة

١٤ و ١٥ ملفات الخنق الراديوية

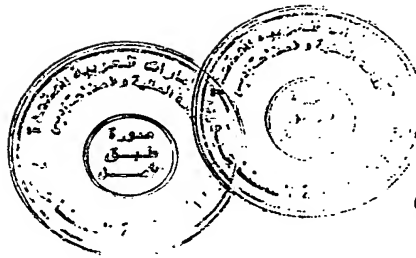
١٦ و ١٧ مكثفات الربط

١٨ و ١٩ مقاومات الترشيح

٢٠ و ٢١ الجهود المتناوبة الأمامية والمرتدة

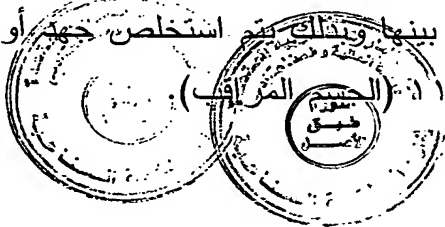


- ٢٢ المكبر التفاضلي
 ٢٣ الجهد التفاضلي
 ٢٤ موزع خطي متعدد المخارج
 ٢٥ مخارج متجانسة
 ٢٦ مرشح فعال ٥
 ٢٧ مضخم الخرج
 ٢٨ مخارج الإشارة
 ٢٩ رقاقة عازلة
 ٣٠ ذراعي التثبيت
 ٣١ موصلات البث ١٠
 ٣٢ مجسات البث المتداخل
 ٣٣ موزع الموجات الراديوي
 ٣٤ مرشح بلوري متعدد المراحل
 ٣٥ مجمع الموجات الراديوي
 ٣٦ دائرة الربط الثنائية الاتجاه والغير مقومة المخارج ١٥
 ٣٧ مرشح الدخل السيراميكي
 ٣٨ مضخم راديوي انتقائي التردد
 ٣٩ مرشح الخرج البلوري والمتعدد المراحل
 ٤٠ مقوم راديوي
 ٤١ مرشح التمرير العالي ٢٠
 ٤٢ الجهد الراديوي الأمامي
 ٤٣ الجهد الراديوي المرتد
 ٤٤ دائرة الربط الغير متجهة
 ٤٥ الإشارة الغير متجهة
 ٤٦ مضخم راديوي ٢٥
 ٤٧ إشارة مرجعية
 ٤٨ مجس التحسس المتوازي



الشرح التفصيلي للاختراع

- بالنظر للشكل ١ يقوم المذبذب الراديوي ١ بتوليد موجات جيبيية مستقرة وعالية التردد ضمن النطاق ١ إلى ٣٠٠ مليون هرتز، ومن ثم يتم تكبيرها بالمضخم الراديوي الانتقائي ٢ إلى مستوى يتراوح من ١ إلى ١٠٠ ميلي واط، وبعد ذلك يتم ترشيح الإشارة الراديوية المكبرة عن طريق مرشح الترددات الضيق النطاق ٣ ليتم تنقيتها من عدم الاستقرار الذاتي وكذلك من الضجيج الطفيلي الداخلي.
- تمرر الإشارة المتولدة عبر خط النقل المحوري ٤ والمتصل بالتوالي مع دائرة الربط الثنائية الاتجاه ٦، يقوم الرابط الثنائي الاتجاه ٦ بتقييم حالة الاستقرار التوافقي بين ممانعة النظام مع ممانعة الحمل المرصود ١١ عن طريق توليد الجهود المرجعية الأمامية والمرتدة ١٢، ١٣، وبعد ذلك تحقق الموجة الراديوية عن طريق هوائي البث الراديوي ٤٨ في الجسم المطلوب فحصه ١١.
- يتكون أساسا هوائي التحسس كما في الشكل ٨ من شريحتين معدنيتين متوازيتين ١٠، وتختلف أبعادها تبعا للتطبيق المطلوب.
- فلمراقبة آلية تدفق الدم داخل القنوات الشعرية تحت الجلد كما في الأشكال ١ و ٢، فإن هوائي البث ٤٨ المكون من أبعاد تتراوح من عدة ميليمترات قد أعطى نتائج كافية ومرضية في نفس الوقت.
- يتصل مجس التحسس ٤٨ بموالف التوافق عن طريق الناقل المحوري ٨ او مباشرة وذلك عن طريق ملف الربط ٩ والمحول من الشكل الغير متجانس إلى الشكل المتجانس.
- يتم استخلاص التراكيب المتغيرة والمتضمنة في الجهود المرتدة والأمامية ١٢، ١٣ عن طريق مرشحات الربط للتيارات المتغيرة والمكونة من مقاومات ١٨، ١٩ ومكثفات ١٦، ١٧، حيث تتيح هذه الصيغة بأن تمر فقط الجهود المتناوبة من خلالها. توجه الجهود المتناوبة ٢٠، ٢١ والمستخلصة نحو مكبر تفاضلي ٢٢ ليتم ربطها بطريقة تفاضلية حيث يتم إيجاد الفرق فيما بينها وذلك يتم استخلاص جهد أوحده ٢٣ ويحمل كافة المعطيات عن استقرار الحمل ١١ (الجسم المراد فحصه).



إن أية إشارة ضجيج محيطي قد تصل لهوائي البث ٤٨ ستؤثر بالتوازي وبصورة متماثلة على مدخلين المكبر التفاضلي ٢٠، ٢١ وبالتالي فسيتم رفضهم كنتيجة للخاصية الراضة التي يتمتع بها هذا المكبر.

يتم بعد ذلك يتم تقسيم الإشارة التفاضلية ٢٣ إلى عدة قنوات ٢٥ لكي تتم معالجتها على حدة، إن ذلك ضروري وبالأخص عندما تتضمن الإشارة التفاضلية ٢٣ لعدة معطيات في داخلها، فعند مراقبة آلية حركة الدم في القنوات الشعرية، فتخطيط القلب بالإضافة لتخطيط التنفس متضمنين كذلك في نفس الإشارة، وبعد فرز الإشارة بقناتين ٢٥ يتم انتزاع المعطيات المطلوبة عن طريق تتبع النطاق الترددي لتلك النشاطات الحيوية. يتم تتبع النشاطات الحيوية عن طريق الفرز النطاقي للترددات المكونة لها، وذلك بواسطة المرشحات الفعالة ٢٦. ويتم تكبير الإشارة للمستوى الكافي لتشغيل المراحل التحليلية التالية بواسطة مكبر الخرج ٢٧.

يشكل القسم الراديوي ١-٩ من الجهاز الجزء الأهم في تحديد مستوى الحساسية النهائية للنظام. فنقاء واستقرار الموجة الراديوية يعتمد بالأساس على المذبذب الراديوي ١، فالعناية بتصميمه يجب أن تحتل الحيز الأهم في الأولويات. أما المضخم الراديوي ٢ فيتطلب استخدامه لدوائر منخفضة الضجيج الذاتي ويجب أن يكون من النوع الانتقائي. إن دوائر التكبير العريضة النطاق لا يمكن استخدامها هنا لتمييزها بعدم الاستقرار ولاحتوائها على نسبة عالية من الضجيج. وتقتصر مستوى الضجيج العام للنظام يتم عن طريق استخدام المرشحات البلورية المتتالية ٣٤ كما في الشكل ٩، ولكن كنتيجة لانخفاض مستويات الطاقة المسموح بمرورها داخل البلورات والتي لا تتجاوز ١٠ ميلي واط يتم توزيع الطاقة الراديوية على عدة مخارج متوازية ومتجانسة عن طريق موزع الإشارة ٣٣، وذلك لكي يتم ترشيح كل قناة على حدة، ثم تدمج من جديد ببعضها بواسطة مجمع الإشارة الراديوية ٣٥، وبذلك ينتج إشارة راديوية عالية النقاء وبطاقة مرتفعة.

يشكل الضجيج الداخلي الخاص بالمكبر التفاضلي ٢٢ حد العتبة اللازم لتمييز الإشارة الصحيحة، ولكن بالعموم فالضجيج الذاتي الخاص بالمكبرات التفاضلية يقدر بحوالي جزء من البليون من الفولت، وهذا يكافئ العشرة أجزاء من البليون من الفولت في صيغة الذروة المكافئة. لذلك فإن الجهد الأقل والذي يمكن إدراكه بوضوح من المكبر



التفاضلي ٢٢ يجب أن يتجاوز عشرة أضعاف مستوى الضجيج الذاتي للمكبر التفاضلي، أي مائة جزء من البليون من الفولت.

ما يمكن فعله لتحسين الحساسية هو أن يرفع قيمة الجهد الأمامي ١٢ لمستوى اكبر ليشكل قيم متدرجة لتمييزه من قبل المكبر التفاضلي ٢٢.

٥ لكن لمحدودية الربط النسبي في الرابط الثنائي الاتجاه ٦ فإن تكبير طاقة البث هو السبيل الأفضل لتحقيق التحسن المطلوب في حساسية النظام.

في بعض الحالات لا يمكن رفع طاقة البث لمستويات قياسية، وحينما يستخدم النظام كجهاز محمول ونقال، فإن تقليل قيمة الاستهلاك في الطاقة يشكل نقطة جوهرية في أداء النظام، وكذلك فإن الحشرات لا يمكنها أن تتحمل مستويات طاقة مرتفعة، وكذلك لتأمين مواصفات الأمان عند تعريض المرضى لجرعات عالية من الطاقة الراديوية. ١٠

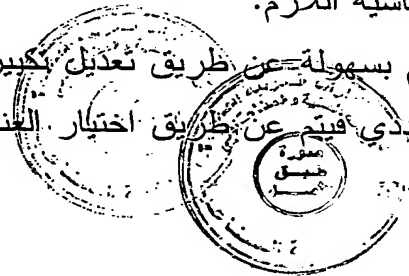
ولذلك يتم تحسين أداء النظام دون الحاجة إلى رفع مستوى طاقة البث، ويتم ذلك عن طريق استخدام دائرة ربط غير مقومة المخارج ٣٦ كما في الشكل ١١، أي أن الطاقات الأمامية والمرتدة ٤٢، ٤٣ تبقى بصيغها الراديوية وذلك لكي يتم تكبيرهما بانتقائية عالية وبواسطة المضخمات الراديوية المنخفضة الضجيج ٣٨ وعن طريق استخدام مرشحات التمرير البلورية ٣٩ أو السيراميكية ٣٧ وذلك لتضييق عرض النطاق الترددي. ١٥

يفضل استخدام مقومات شوتكي ذات التغذية الصفرية في دوائر تقويم التردد العالي ٤٠ لما تتمتع به هذه المقومات من خواص منخفضة في الضجيج الذاتي وخطية عالية على كامل النطاق الجهد.

٢٠ لقد ظهر بوضوح حساسية النظام للاهتزازات القوية وخاصة عند استخدامه في ظروف متقلبة وغير مستقرة ميكانيكياً. ولمعالجة هذه السلبية يتم وضع المذبذب الراديوي ١ ضمن حاجز إسفنجي ليعمل كمصد ماص للاهتزازات.

تحضير النظام للعمل في أي تطبيق يتم عن طريق اختيار المجس المطلوب، بالإضافة عن طريق تحديد ماهية التردد المرصود والمتوقع، وكذلك عن طريق تحديد مستوى الحساسية اللازم. ٢٥

ضبط الحساسية يتم بسهولة عن طريق تعديل مكبر مضخم الخرج الخطي ٢٧، وكذلك النطاق الترددي فيتم عن طريق اختيار العناصر المساعدة في المرشحات



الفعالة ٢٦. أما مجس التحسس كما في الشكل ٨ فيراعى فيه مقاسات قطبي البث ١٠ وكذلك المسافة بينهما وكذلك ثخانة حاجز العزل. فلفحص النشاطات السطحية كآلية تدفق الدم الشعري في الجلد على سبيل المثال كما في الشكل ٢ فإن الأقطاب ١٠ في مجال البضعة ميلي مترات وكذلك بمسافة بضعة ميلي مترات فيما بينها بالإضافة لعازل اقل من واحد ميلي متر فسيحقق فحصا دقيقا وكالمطلوب.

٥ لفحص نشاطات اعمق كنشاطات الدماغ او الجنين على سبيل المثال كما في الشكلين ٤ و ٦ فإنه يجب تكبير مقاس الأقطاب ١٠ إلى عدة سنتيمترات وبمسافة فاصلة تتراوح كذلك من عدة سنتيمترات وذات عزل اثنى. عمق النشاط يتناسب طرديا مع حجم الأقطاب والمسافة الفاصلة بينهما وكذلك على ثخانة العازل المستخدم.

١٠ من النظرية الموجية للانتشار الكهرومغناطيسي كما في الشكل ٣ يتضح أن التركيز الموجي يتخامد عند الابتعاد عن مصدر البث، وبذلك يكون تحسس المجس ٤٨ في أقصاه عند الأجسام الملاصقة مباشرة للأقطاب، وعند مراقبة النشاطات الأعمق فإن النظام يتحسس اكثر للتغير في الممانعة الذاتية للخلايا عوضا عن تحسس حركة النشاط بطريقة مباشرة.

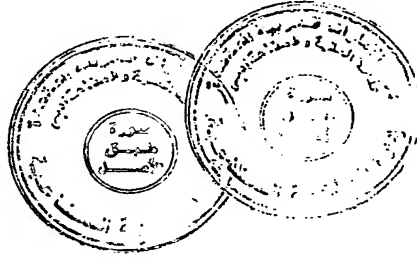
١٥ عندما يستخدم الجهاز خارج العيادات كجهاز نقال في سيارات الإسعاف او حتى في طائرات الإنقاذ، أو في حالة المراقبة الطبية الطويلة الأمد وذلك خلال الدورة الطبيعية لحياة المريض، فإنه يتم الاستغناء عن الناقل المحوري الخارجي ٨ ويستعاض عن ذلك بأن يربط مجس التحسس ٤٨ مباشرة بالموالف التوفيقي ٧ وذلك لتفادي إمكانية تأرجح الناقل المحوري الخارجي ٨ الناتج عن الاهتزاز، وكذلك يصغر الجهاز وعلى الأقل الأقسام المختصة بالترددات العالية ١-٧ إلى حجم صغير ليتمكن وضعه في حزام أو أسوار كالساعة على ذلك الجزء من الجسم والمطلوب مراقبته.

٢٥ عند الحاجة لإجراء فحص متعدد القنوات كما في الشكل ١٠ وذلك لفحص الجزء المعني من عدة اتجاهات بطريقة مماثلة للمتبع في إجراء تخطيط الدماغ الكهربائي، فإنه يمكن عمل ذلك عن طريق فصل القنوات في المرشح الراديوي الضيق النطاق ٣ ومتابعة مخرجه كل على حدة بكافة الأقسام اللاحقة، وهذا يفيد كذلك عندما تتداخل إشارة تدفق الدم مع إشارات الدماغ مثلا، فيوضع أحد المجسات ٤٨ على ذلك



الجزء من الجسم والذي يحتوي فقط على حركة الدم ثم تطرح إشارات الدم من إشارات الدماغ ليتبقى فقط الإشارات الدالة على نشاط الدماغ. وبطريقة مشابهة يتم اختزال إشارات نشاط الجنين كما في الشكل ٦ والمتداخلة مع إشارات الأم.

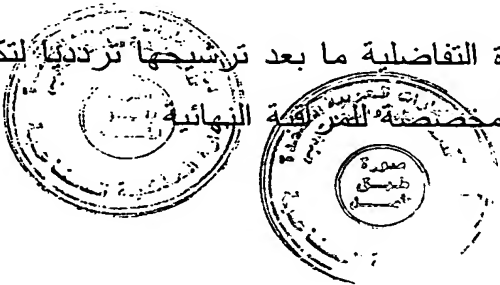
يتم كذلك التعرف على قيمة الاستقرار الداخلي للموجات الراديوية عن طريق دائرة ربط غير متجهة ٤٤ توضع بالتوالي داخل ناقل الموجات ٤ وبذلك يتم استخلاص إشارة مرجعية سالبة الاستدلال ٤٧ بعد تقويم الصيغة الراديوية للجهد المنتج ٤٥ من دائرة الربط اللا اتجاهيه ٤٤، هذا يفيد في مراحل معالجة الإشارة التحليلية الملحقة بالجهاز.



المطالبات

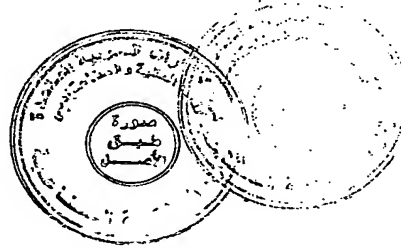
١. جهاز غير تماسي لمراقبة نشاط الخلايا الحيوي في الجسم ويتضمن:

- مصدر للموجات الكهرومغناطيسية وذلك لتوليد موجات جيبية كهرومغناطيسية ذات طاقة مستقرة التردد والمطال؛ وكذلك ٥
- هوائي للبحث متجانس (متوازي) لحقن الموجات المولدة في ذلك الجزء المفحوص من الجسم؛ وكذلك
- دائرة توليف الممانعة وذلك لتوفير ممانعة مولد الموجات مع الممانعة المكافئة لذلك الجزء من الجسم المعني فحصه؛ وكذلك
- مرشح راديوي ضيق النطاق وذلك لضمان تمرير نقي للموجات المولدة ودون ضجيج مصاحب؛ وكذلك ١٠
- دائرة ربط ثنائية الاتجاه متصلة بالتوالي مع الناقل المحوري للموجات وذلك لمعاينة الطاقات الأمامية و المرتجعة والتي تحدث فقط داخل الناقل المحوري اعتمادا على ظاهرة التوافق و اللا توافق في الممانعة للناقل المحوري؛ وكذلك
- مرشح للتمرير العالي للإشارات وذلك لتمرير الجهود المتناوبة (المتغيرة) دون إمكانية تمرير الجهود الثابتة؛ وكذلك ١٥
- مكبر تفاضلي وذلك لدمج الإشارات المتناوبة بطريقة الفرق في الجهد لانتاج جهد للمحصلة ويحمل خصائص عدم الاستقرار في ذلك الجزء المرصود من الجسم والنتاج عن الاختلاف في توافقات الممانعة؛ وكذلك
- موزع جهد لتقسيم الإشارة التفاضلية على عدة مخارج متجانسة وشاملة لكل مواصفات جهد المدخل؛ وكذلك ٢٠
- مرشحات فعالة وذلك لفرز النشاطات الحيوية المختلفة بدليل نطاق تردداتها ويتضمن مرشحات ترددية ذات خصائص تمريرية أو رافضة لبعض الترددات؛ وكذلك
- مضخم خرج وذلك لتكبير الإشارة التفاضلية ما بعد ترشيحها تردديا لتكون كافية لتشغيل الأقسام التحليلية و المخصصة للمراقبة النهائية ٢٥



٢. أسلوب لفحص ومراقبة النشاط الخلوي في الجسم وبدون تماس مباشر عن طريق رصد التغيرات في توافقات الممانعة الناتجة عن حركة او تدفق الخلايا داخل الجسم و/أو الناتجة عن حركة الجزيئات الأيونية داخل الخلايا ومحيطها و/أو الناتجة عن التغير في تركيز الجزيئات الأيونية على سطحي الغشاء الخلوي والذي يؤدي إلى تغيير في الممانعة المكافئة للنسيج الضام، والأسلوب يتضمن:

- بث موجات كهرومغناطيسية مستقرة على ذلك الجزء المرصود من الجسم من مولد للموجات الكهرومغناطيسية وبواسطة هوائي متجانس (مجس)؛ وكذلك
- موافقة الممانعة المكافئة للجسم المرصود مع ممانعة مولد الموجات بواسطة دائرة توليف التوافق؛ وكذلك ١٠
- الترشيح ضيق النطاق للموجات الكهرومغناطيسية المولدة لضمان نقاء هذه الموجات؛ وكذلك
- المعاينة اللحظية لمحصلة التوافق و اللاتوافق في الممانعة بين مولد الموجات والجسم المرصود بواسطة دائرة الربط الثنائية الاتجاه؛ وكذلك
- استخلاص التغيرات اللحظية في الجهود الأمامية والارتدادية بواسطة مرشح التمرير للترددات العالية؛ وكذلك ١٥
- دمج التغيرات في الجهود الأمامية والارتدادية والمستخلصة بواسطة مرشح التمرير للترددات العالية بصيغة تفاضلية لتوليد جهد تفاضلي ويمثل الفرق فيما بينهما؛ وكذلك
- عزل مختلف النشاطات المرصودة بدليل نطاقها الترددي وبواسطة المرشحات الفعالة ٢٠



٣. جهاز يتضمن:

- مولد موجات قادر على إنتاج موجات كهرومغناطيسية ذات تردد يتراوح من ١ إلى ٣٠٠ مليون هرتز وبطاقة خرج تتراوح من ١ إلى ١٠٠ ميلي واط وذلك لمراقبة النشاط الحيوي لخلايا الجسم؛ وكذلك.

٥ - هوائي متجانس ويتكون من سلكين أو صفيحتين معدنيتين متوازيتين أو متقابلتين أو متداخلتين ومعزولتين كهربائياً عن الجسم المرصود والحاوي على الخلايا المفحوصة؛ وكذلك

- موالف التوافق وذلك لموافقة توافق الممانعة المكافئة للجسم المرصود مع ممانعة مولد الموجات؛ وكذلك

١٠ - وسيلة لاستخلاص التغيرات الآنية في الجهود الأمامية المرتجعة وذلك لتقديم جهود تحمل المعطيات اللازمة عن التغيرات الآنية في ممانعة الجسم المراقب؛ وكذلك

- وسيلة لدمج الجهود المتغيرة المستخلصة من الجهود الأمامية المرتجعة وبطريقة تفاضلية وذلك لتقديم إشارة تحمل كافة المعطيات عن نشاط الخلايا في الجزء المراقب من الجسم؛ وكذلك ١٥

- وسيلة لعزل النشاطات الحيوية المختلفة للخلايا وذلك بواسطة تمييز الترددات عن طريق رصد الترددات الخاصة بكل نشاط؛ وكذلك

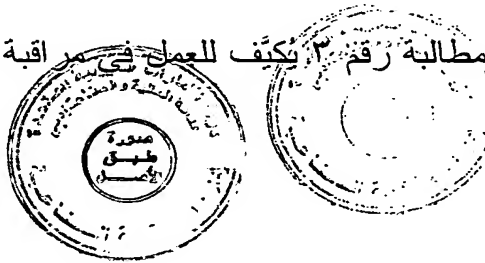
- وسيلة لتكبير الإشارة التفاضلية لمستوى كاف لتشغيل مراحل المراقبة النهائية.

٢٠ ٤. الجهاز الموصف في المطالبة رقم ٣ يُكَيَّف للعمل في مراقبة ديناميكية الدم في الجسم وذلك لمراقبة آلية القلب وتدفق الدم والأوعية والرئة.

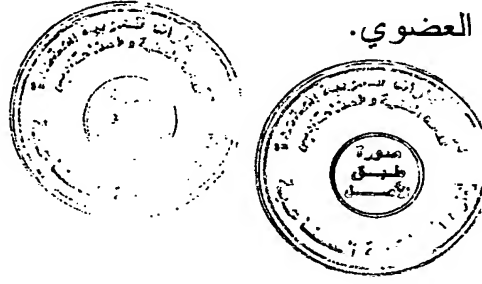
٥. الجهاز الموصف في المطالبة رقم ٣ يُكَيَّف للعمل في مراقبة النشاط الدماغي.

٢٥ ٦. الجهاز الموصف في المطالبة رقم ٣ يُكَيَّف للعمل في مراقبة النشاط العصبي المحرك والحسي.

٧. الجهاز الموصف في المطالبة رقم ٣ يُكَيَّف للعمل في مراقبة حيوية نشاط الجنين العضوي.



٨. الجهاز الموصف في المطالبة رقم ٣ يُكَيَّف للعمل في مراقبة حيوية نشاط الحشرات العضوي.

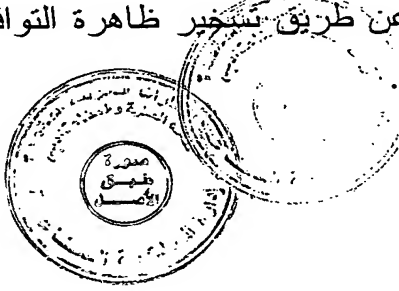


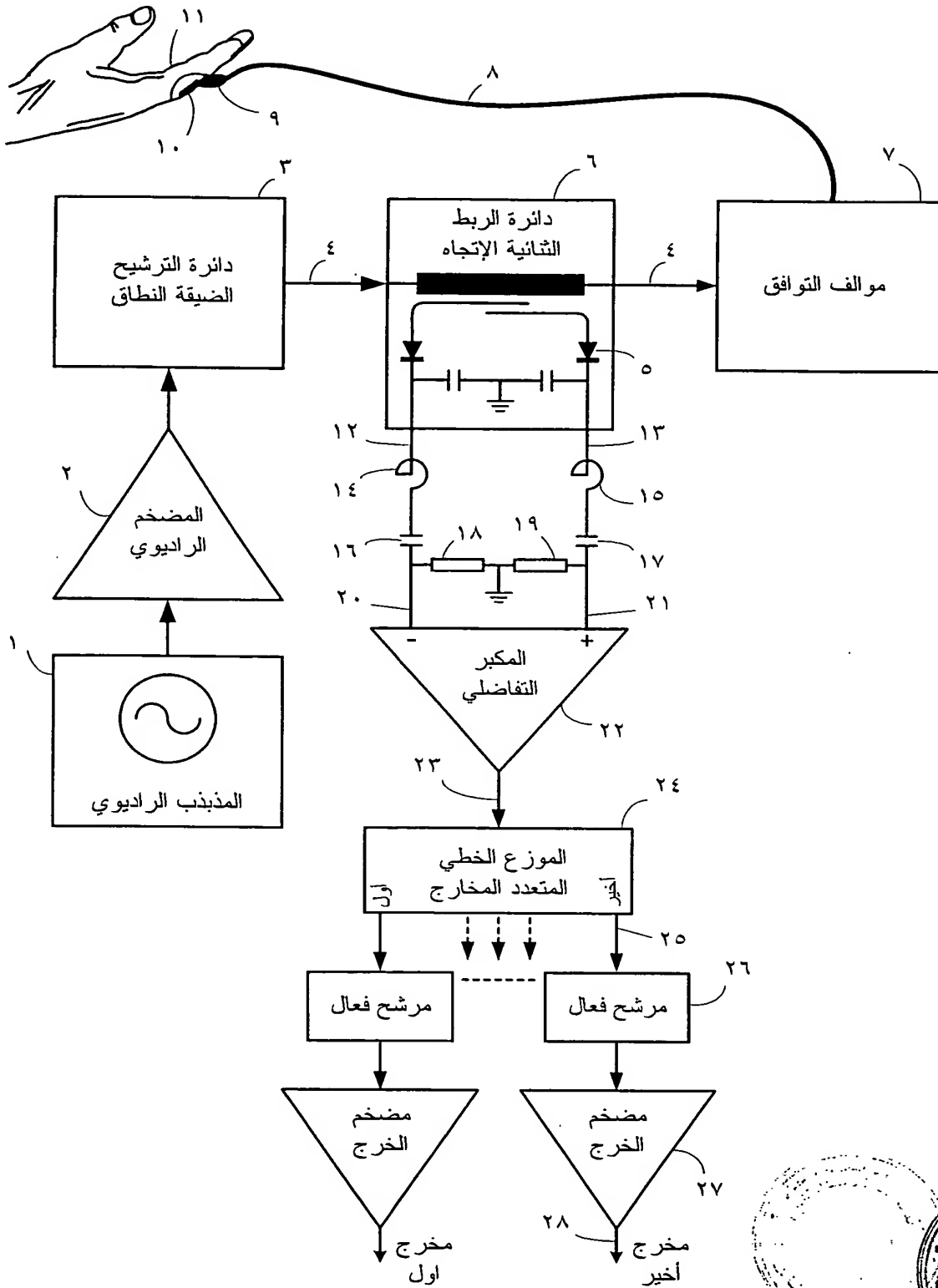
جهاز وأسلوب غير تماسي لمراقبة نشاط الخلايا الحيوية

مختصر الاختراع

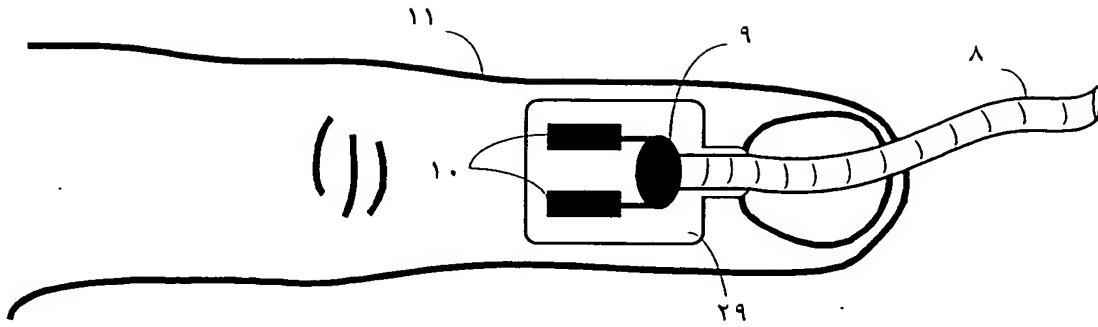
٥ الاختراع المقدم هنا يتضمن جهاز وأسلوب للمراقبة الغير مباشرة (الغير تماسية) لنشاط الخلايا الحيوية. وذلك عن طريق تحسس التغير في الممانعة الذي يحدث نتيجة حركة الجزيئات المشحونة داخل المحيط الخلوي، أو كنتيجة للتغيير في محصلة تركيز الجزيئات المشحونة على جانبي الغشاء الخلوي، أو عن طريق التغيير في الممانعة الذي يحدث نتيجة حركة أو تدفق الخلايا داخل الجسم. يتم التحسس لتغيرات ممانعة الجسم المرصود عن طريق تسخير ظاهرة التوافق وآلا

١٠ توافق في الممانعة داخل خط النقل المحوري.

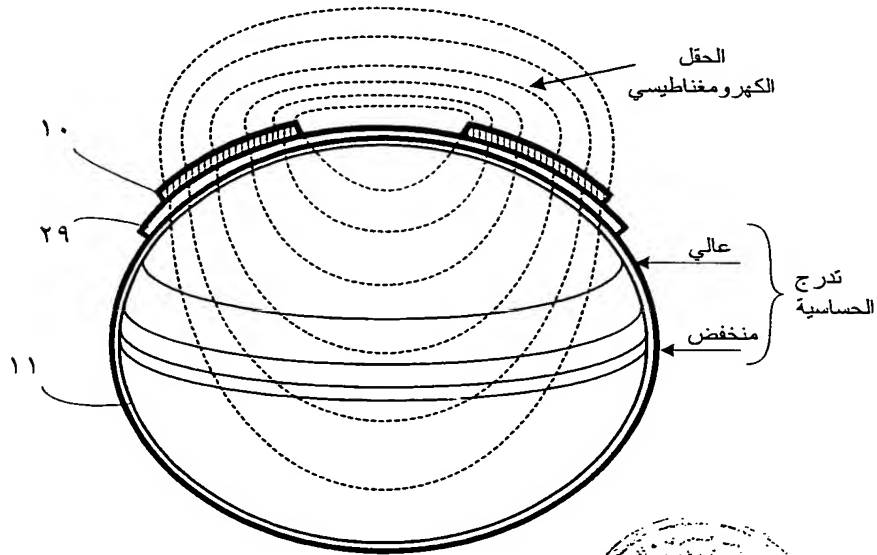




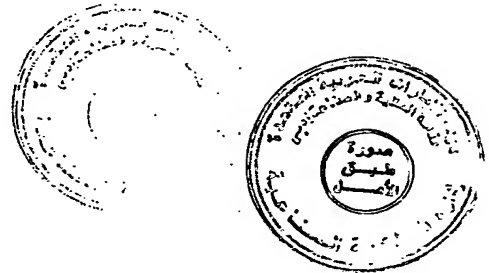
شكل ١

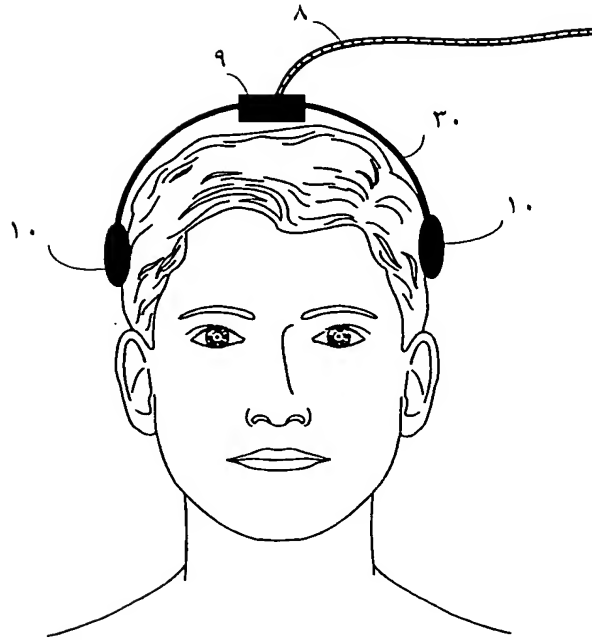


شكل ٢

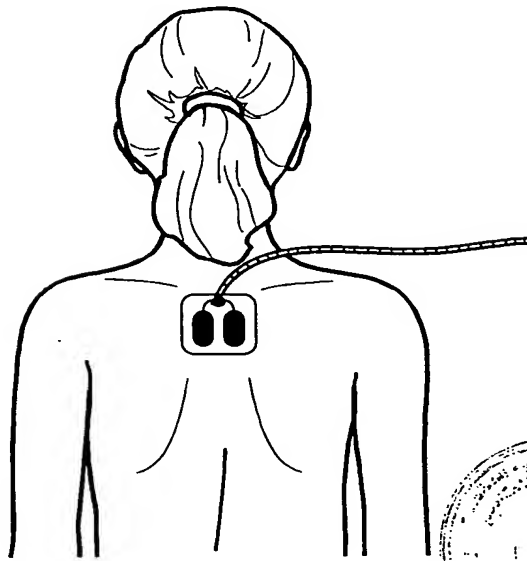


شكل ٣

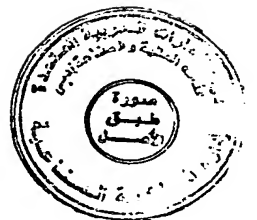


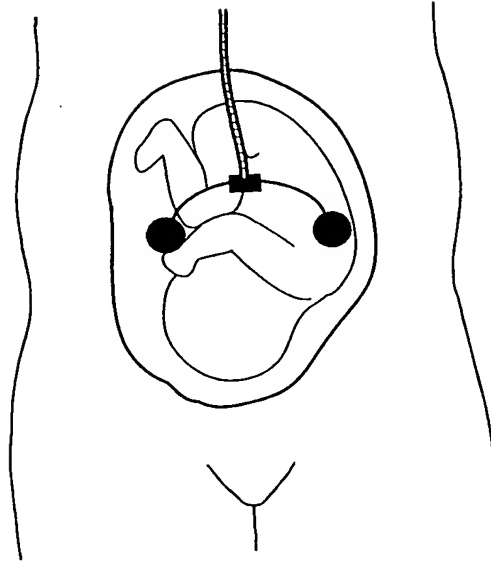


شكل ٤

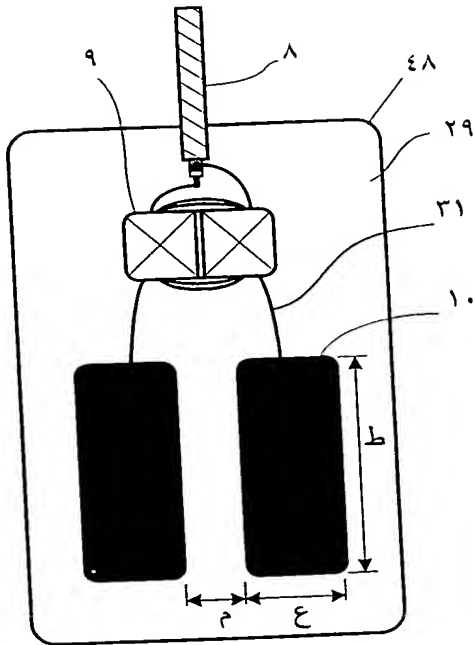


شكل ٥

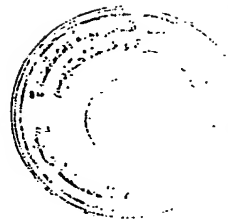
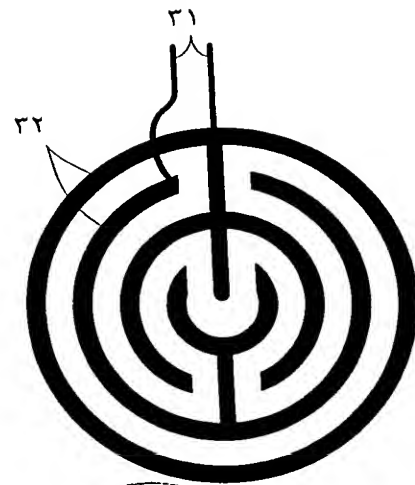




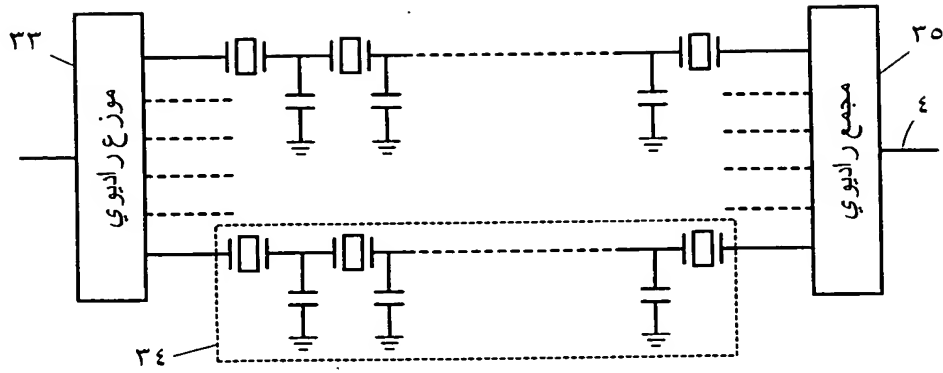
شكل ٦



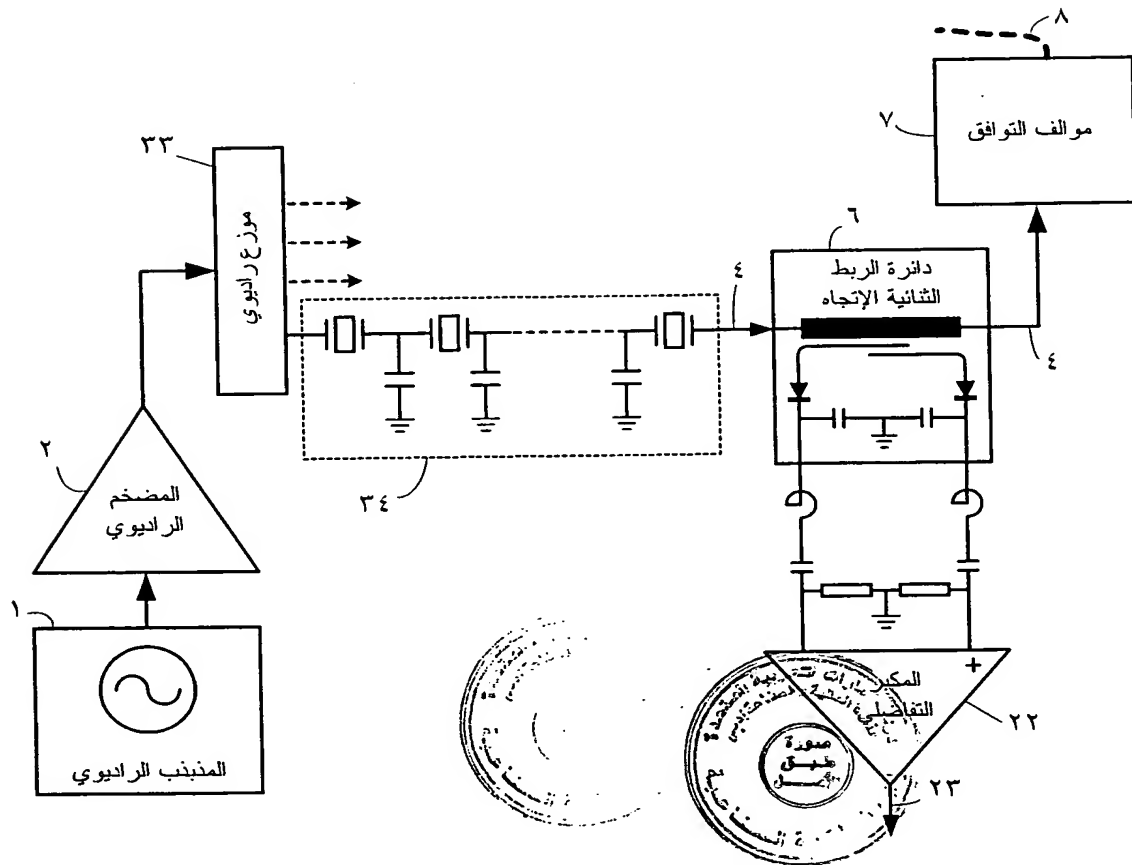
شكل ٨



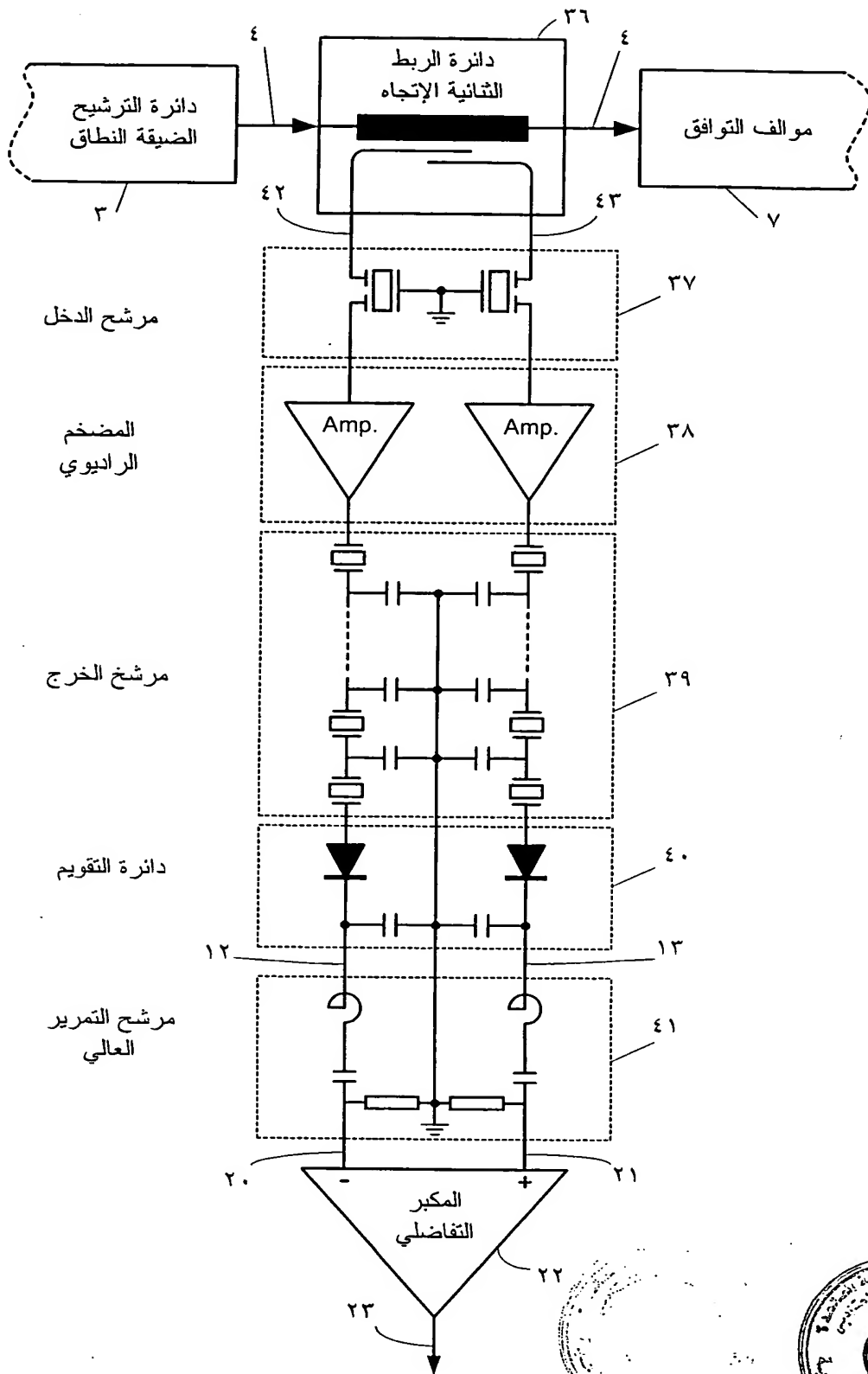
شكل ٩



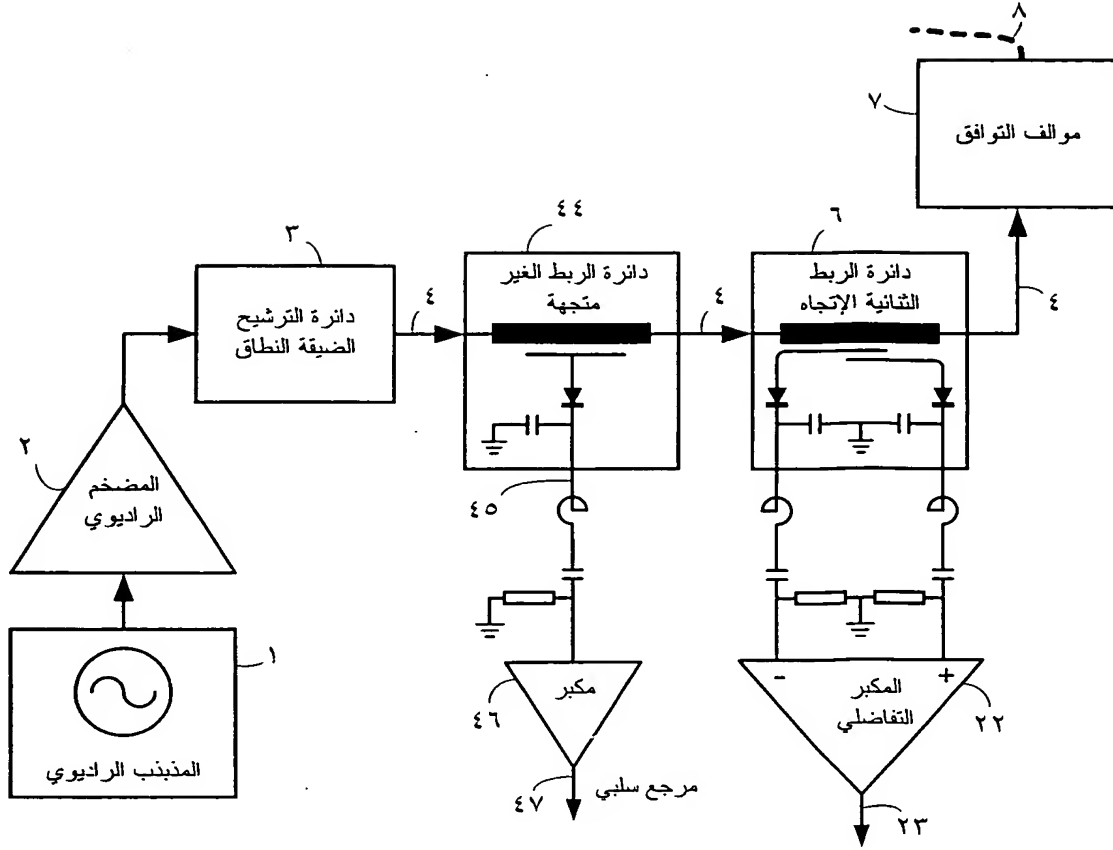
شكل ٩



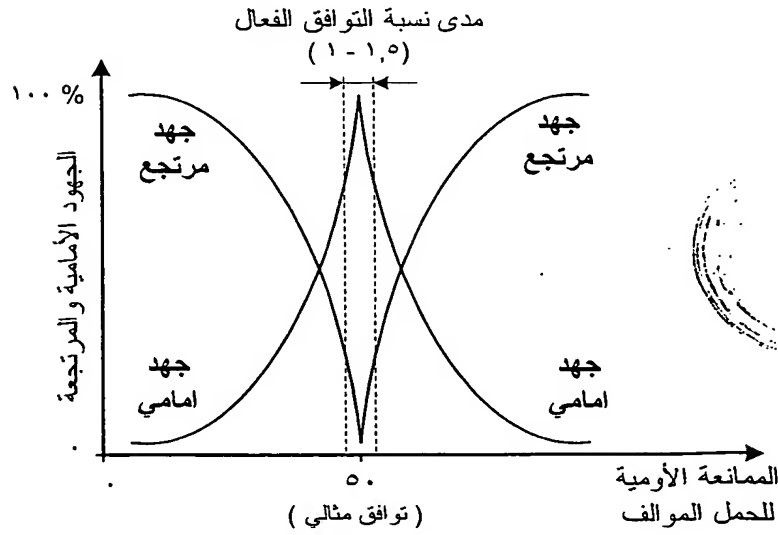
شكل ١٠



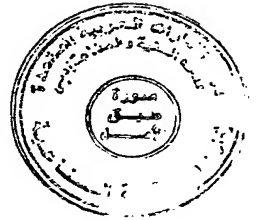
شكل ١١

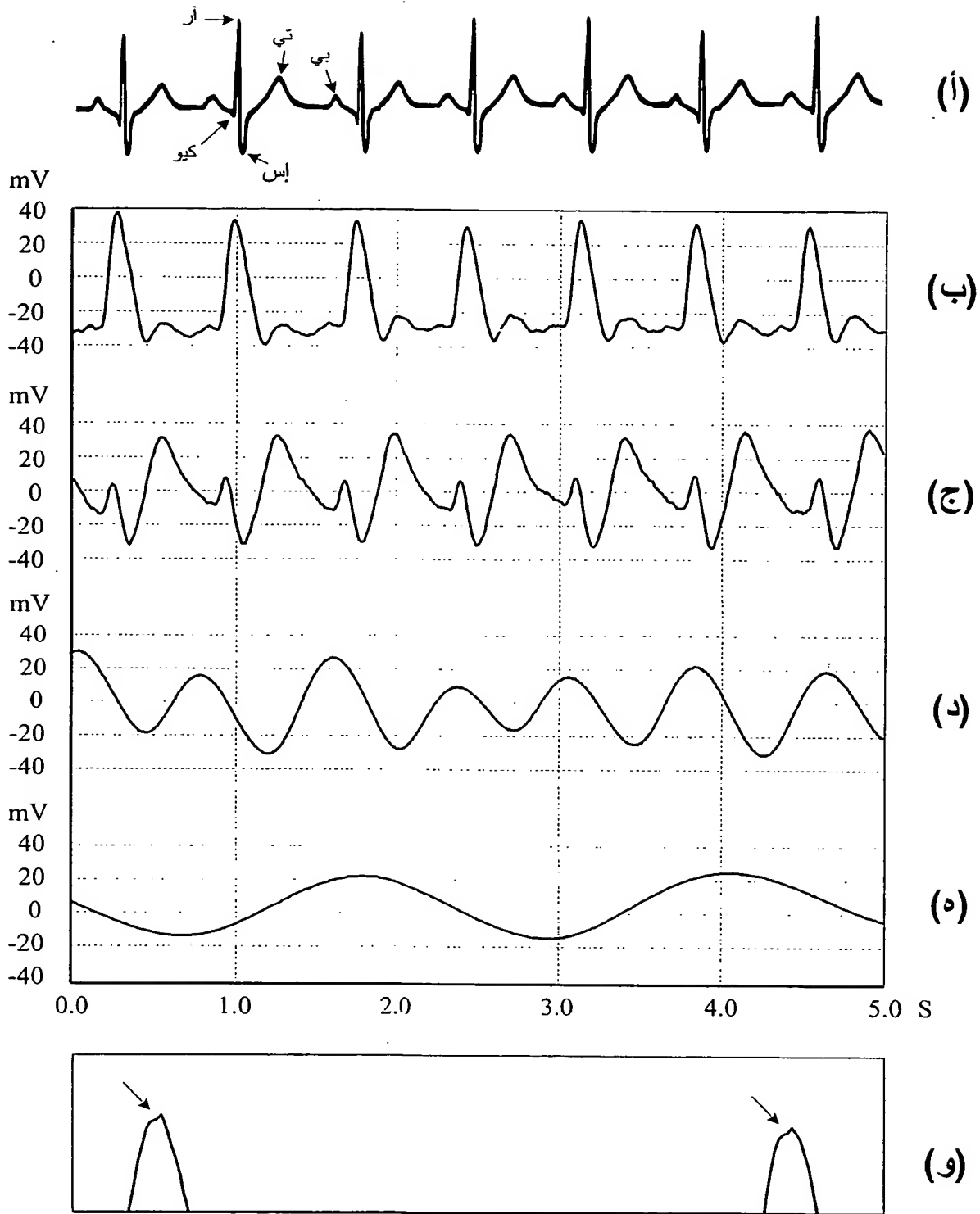


شكل ١٢

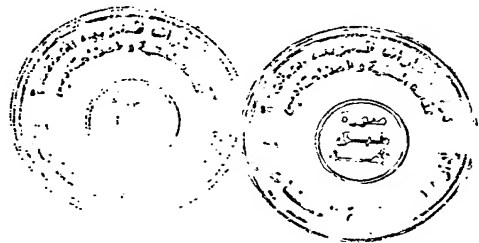


شكل ١٣





شکل ١٤



METHOD AND APPARATUS FOR NON-CONTACTLY MONITORING THE CELLS BIOACTIVITY

BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention pertains to a method for non-contactly (non-
5 invasively) monitoring the cells bioactivities by three means:

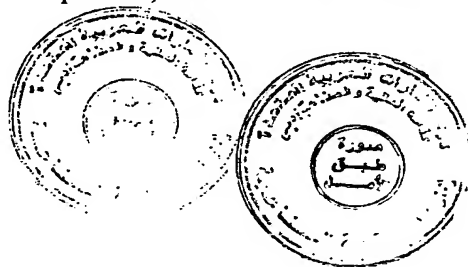
a)- By monitoring the impedance variation being occurred due to the transition movements of ionized molecules across the cells membrane.

b)- By monitoring the impedance variation being occurred due to the difference in concentrations of the ionized molecules at both sides of the
10 cells membranes, which therefore originates the impedance property of the cells.

c)- By monitoring the impedance variation being occurred due to the cells (tissue) movements or flow within the body.

Monitoring the tiny movements of concealed non-metallic objects being in
15 free atmosphere by prior technologies is extremely difficult.

Current motion detectors are classified into two general categories, the first one is the active type which is based on transmitting a beam of ultrasound, laser, or electromagnetic waves (EMW) toward the target of interest, and by comparing it with the return waves reflected back from the target
20 surface, the detection of movements can be acquired, such as the radar.



The second one is the passive type, which is based on capturing any of the target activities such as the heat changes, for example the infrared motion detector used in access control.

5 All of the aforementioned techniques have a limited sensitivity, due to the transition of the detection signal through the open atmosphere, where the ambient noises and interferences are added and mixed with the useful monitoring signal.

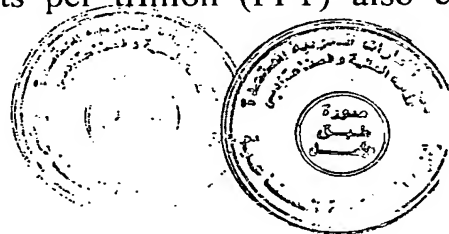
10 The creation of close system that can monitor the movements of concealed bodies and objects has been achieved by means of exploiting the transmission line impedance match and mismatch phenomena. The patent to Haj-Yousef US. Patent 6359597, has demonstrated the method that can be use to achieve such close system motion detector. The prototype which has been used by the time of Haj-Yousef patent had reached a sensitivity of about 100 parts per million (PPM), therefore it was intended to monitor
15 the relatively large object movements.

Sensitivity has been estimated by the ratio of the impedance variation (ΔZ), which is occurred due to the target movements, to the total impedance (Z) of the surrounding media, which contains that target.

$$\text{Sensitivity (S)} = \Delta Z / Z$$

20 The development of another prototype was done, and a sensitivity of about 0.1 PPM has been demonstrated. This means for 50-ohm load impedance, a 5 micro-ohm impedance variation has been traced.

25 Practical observation with the developed prototype has proven that exploring the micron and even the nano-size movements of objects is possible. By proper employing of the present-days techniques, the sensitivity in the range of a few parts per trillion (PPT) also can be achieved.



Many amazing and non-expected results have been established, as an example and not of limitation, monitoring the movements of purely isolated hidden objects (Glass, Plastic, sponge...etc.) through any type of non-metallic or partially metallic barrier, will have relatively a similar sensitivity as will as monitoring the metallic objects, because the isolators are negatively effecting the impedance of the surrounding media when the target occupies part of that media, which reduces the components that characterizing the resultant impedance of the surrounding media.

At the same time sensitivity has not been affected by normal or artificial airflow even if the surrounding media was just an air or part of it. While the air moves, the surrounding air immediately occupies the same place. Therefore the airflow doesn't produce any variations in the resultant impedance.

Also the sensitivity has not been affected by flame being placed within the same inspected area.

From all the aforementioned observations, additional very important applications have been established.



SUMMARY OF THE INVENTION



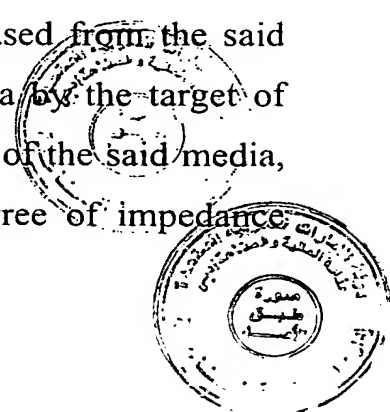
When a stable high frequency (HF) electromagnetic waves (EMW) travel outwardly along a transmission line (coaxial cable, dual strip-lines...etc) until it reaches a balanced type antenna which surrounds the scrutinized media that contains the target of interest, a specific value of that power will be released out of the said transmission line and it will be completely absorbed by the load (media being monitored) due to the impedance match level between the load and the EMW source. Any impedance mismatch leads to another specific value of power, which will not be released at all

from the transmission line, wherein it reaches the end of the line and reflects back toward the EMW source.

It is a well known fact that the maximum power absorbed by the load occurs when the load impedance and the EMW source impedance are equal (fully matched). Therefore monitoring these two power values provides an idea about the actual degree of match / mismatch.

The first power, which has been completely absorbed by the load due to the impedance match, is called the forward (incident) power and it can be sampled before being released from the transmission line. The second power value, which is reversed back in phase and has not been released at all from the transmission line due to the impedance mismatch, is called the reflected power. These two bi-directional power values are generated only inside the transmission line, and they are occurred on the basis of the transmission line impedance match and mismatch phenomena and concepts. These two power values can be sampled instantly and precisely by passing the transmitted EMW through a bi-directional coupler which is connected in series within the said transmission line.

A matching network is used to buffer and tune the load impedance to about 50-Ohm (Ω) real value, which is equal to the system impedance (transmission line and EMW source). The bi-directional coupler represents the instant values of the forward and reflected powers in voltage form, such as the forward voltage V_F , and the reflected voltage V_R . These two voltage values are totally free from any ambient EMI or noise, because the forward power is sampled before being released from the transmission line, and the reflected power that has never been released from the said line. Any slight movements within the inspected media by the target of interest will vary the resultant characteristic impedance of the said media, which will also vary positively or negatively the degree of impedance.



match and mismatch. By using two DC (direct current) blocking capacitors performing a high pass filter (HPF) connected to the rectified outputs of the bi-directional coupler, the variable components of the V_F and V_R voltages, which contain the useful signs about the target movements, are only crossing these capacitors toward the next processing stage. The variable components of the V_F and V_R voltages have a symmetric non-proportional relationship form, which means that when the V_F signal increases, the V_R signal decreases and vice versa, and a combined differential signal occurs. By directing these two extracted variable voltages to the inputs of the Differential amplifier (DA) or to what is so called "Instrumentation amplifier" (IA); an indication about the target movements can be obtained, and a close system motion detector is established.

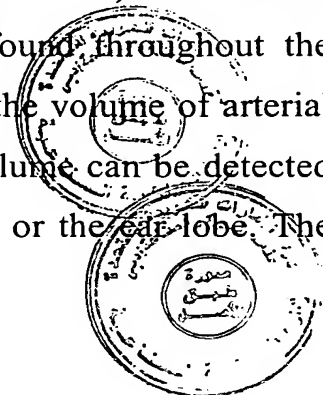
By way of examples and not of limitation, the method of the present invention comprises the usage in the following applications:

1. Non-contactly monitoring the Hemodynamics of the body:

The Hemodynamics of the blood flow within the capillaries or main vessels (veins / artery) contains an important data, which reflects the mechanical activities of the vital organs. Since the heart and the lung are mechanical organs, the way to detect their mechanical performance is vital and became the most essential diagnostic tool.

The principal present-day methods used to monitor the vital activities by means of monitoring the hemodynamics activity within the body are:

a)- Heart rate sensors (Photo-Plethysmography - PPG): this is used to measure the cardiovascular pulse wave that's found throughout the human body. The pulse wave results in a change in the volume of arterial blood with each pulse beat. This change in blood volume can be detected in peripheral parts of the body such as the fingertip or the ear-lobe. The



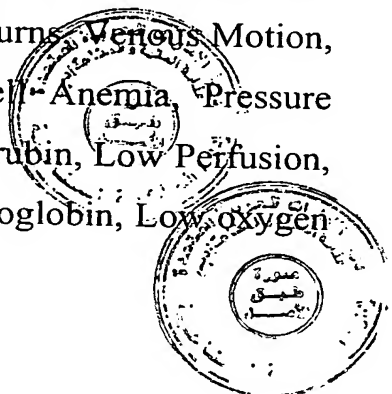
technique consists of an infrared Light Emitting Diode (LED), which illuminates the tissue and a Light Sensitive Detector (LSD), which has been tuned to the same color wavelength as the LED, and therefore it detects the amount of light absorbed by the tissue. The beats per minute are calculated by timing the width of a pulse and scaling up to a rate of beats per minute.

b)- Pulse Oximetry: The principle of pulse Oximetry is based on the red and infrared light absorption characteristics of the oxygenated and the deoxygenated hemoglobin. Oxygenated hemoglobin absorbs more infrared light and allows more red light to pass through. This method uses two LED, red and infrared instead of one infrared LED as in PPG, in a similar way it monitors the light absorption of blood within fingertip or ear lobe to acquire an indication about the respiration activity.

c)- Ultrasonic blood flow Doppler: The principle of blood flow Doppler wherein a transducer probe is used to beam an ultrasound waves into a specific vessel, The beam is reflected back with slight frequency changes that due to the flow speed of blood particles, by tracking the frequency variations, the flow speed can be monitored.

The optical methods, which are used for blood flow measurements have many limitations and disadvantages. For example; in the most cases to settle a satisfying reading; it needs to warm the hands by rubbing to increase the blood flow. The following diseases and factors highly disturbs the optical method readings:

Malpositioned Sensor (Penumbra Effect), Light Interference, Sensor site temperature, Fingernail Polish, skin color, Motion, Burns, Venous Motion, Venous Pulsations, Venous Congestion, Sickle Cell Anemia, Pressure Necrosis, Fetal Hemoglobin, Intravascular Dyes, Bilirubin, Low Perfusion, Localized Hypoxemia, Carboxyhemoglobin, Methemoglobin, Low oxygen



saturation (SaO_2 less than 70%), Magnetic Resonance Imaging (MRI), Electrocautery.

The optical method that is used to detect the absorption variations of specific color, cannot detect the Veins or Artery blood at the same symmetrical sensitivity, since the color of the oxygenated and deoxygenated blood is highly varies from a person to another.

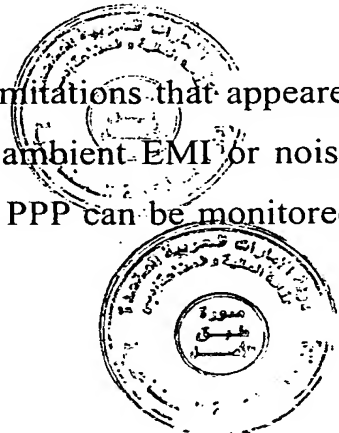
The following are the disadvantages and the limitations of the Doppler blood flow technique:

The Doppler transducer should be well tightened at the inspected vessel, which disturbs the normal blood flow intensity. Moreover the portable Doppler can be only used to monitor the visible superficial vessel. The Doppler is still not able to monitor the capillary blood flow like in the fingertip or the ear lobe. Also the Doppler likewise the optical methods cannot recognize blood flow variations of less than 1% over the full-scale bandwidth. The big physical size of the Doppler transducer is a disadvantage too.

At present, the traditional electro-cardio graph (ECG) outlines only five curves / three peaks (QRS, T and P). Diagnosing the ECG abnormality can be obtained by monitoring any changes in the time intervals or by monitoring the absence of any peak.

The ECG is used now to identify a few limited heart problems such as arrhythmia. Also in some cases the ECG figures normal heart activity while the heart is completely dead, such as in the case of electro-mechanical cardio dissociation.

The present invention has overcome most of the limitations that appeared by prior arts. It is not influenced by any kind of ambient EMI or noise. Also the blood flow variations in the range of few PPP can be monitored.



Additionally the diseases, which affect the blood contents or intensity, do not show any fault in the readings.

The sensation by the present invention can be easily acquired by non-invasively fastening of an insulated small probe over any place of the skin, even above the clothes.

This also can be used to monitor the blood flow waveform within any vein or artery to determine clotted vessels or any arteriosclerosis. Positioning the sensor over the area of skin that contains only the capillary blood vessels provides a full data about the actual heart Hemodynamic activities.

The capillary blood vessels is the area where the veins and the artery are coupled, therefore this area contains the actual signs about the heart inputs and outputs, and accordingly all of the heart activities.

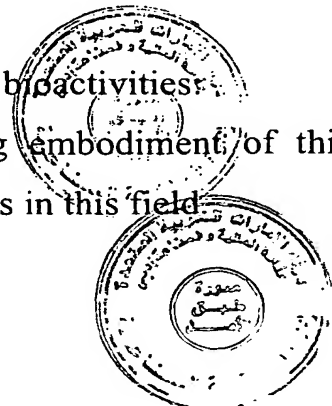
The established sensitivity by the present invention reached a level that can trace the activities for any of the heart components such as the valves or the cavities contractions within the same magnified graph. At the same time, the heartbeat rate besides the respiration activity can also be precisely monitored, since the inspiration causes thoracic pressure to decrease inside vessels, such slight pressure decrease is not obvious by other non-contact techniques.

Over few millimeters of skin at rest, a blood flow variations as low as few nano-liter can be traced by the present invention.

From all the above, it is obvious that the present invention will provide an essential, reliable, and an easy analytical tool in the field of medical diagnosis.

2. Non-contactly monitoring the nervous system by activities:

This is has been the most amazing and exciting embodiment of this invention that establishes many vital sub-applications in this field.



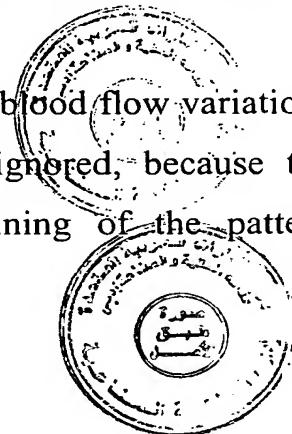
Before explaining the value of this conclusion, it is important to explain how this been deduced.

While testing the slight voluntary movements of the human finger, by fully relaxing the palm above 5 centimeters thick granite tile, and the motion
 5 sensor was placed beneath the said tile. What have been noticed that the system was responding to the finger movement, before any feel of movement can be aware. At the first blush; it seems that the finger started the movements before it can be felt, this means that the feeling threshold was higher than the muscles threshold, in the contrary this has been
 10 ignored specially when the sensor was positioned at about few millimeters away from the back side of the body and more particularly near the Medulla Oblongata at the top of the Spinal Cord, the system has monitored many signals instantly synchronized with any sensory or motor activity such the slight movements of the foot fingers.

15 Also when the scalp (head) has been positioned between the two insulated sensor electrodes, and the electrodes has been distanced from scalp by one-centimeter thick sponge, the sensors has started picking out the brain signals that reflects the instant brain response to different visual patterns. The produced graph was very similar to the standard signals being
 20 produced by the classical EEG, such as the delta waves.

The presented system was demonstrated many times within different circumstances, and it remains unsusceptible to any electric or magnetic interferences or noise. Also the detected brain signal has been instantly synchronized with the actual brain excitation activity.

25 Any suspicion that the system is just monitoring the blood flow variations as a result of the brain activity, also has been ignored, because the functional MRI has proved that from the beginning of the pattern



excitation tell the maximum blood flow in the brain; a time delay of about 6 seconds has been demonstrated.

From all preceding examples and observations it is clear that the presented system is capable of sensing the nerve communications by monitoring the molecules activities that occurred due to the chemical reactions within the neurons.

According to the mechanism of the central nervous system (CNS), the communications between the brain and the sensory or the motor neurons, is achieved by creating a chemical reactions within the neuron membrane, the ionized potassium, sodium and chloride molecules are moving within both sides of the neuron membrane, which originates difference in the concentrations of the polarized ions inside and outside the neuron. This molecules movement will repeat itself millions of times within the nervous fiber until the massage reaches its target.

As a matter of fact a collection of living cells always has properties of resistance, displacement capacitance, and impedance. When the cell is stable or at rest, there is a 70mV potential between the inside and the outside of the cell, potassium ions are concentrated inside the cell and sodium and chloride ions are concentrated outside the cell. The cell at rest also has an electric resistance of about $10\text{k}\Omega/\text{cm}$, and it has about $1\text{k}\Omega/\text{cm}$ at action. Therefore the cell bioactivity produces three effects: molecules movement, impedance variation, and electrical potential.

Impedance Plethysmography is a method that has been used to measure the superficial impedance changes in order to monitor the internal bioactivity: The impedance measurement is achieved by introducing an electric current into the body surface and then measuring the corresponding voltage. The ratio of voltage to current gives impedance (ohms law). Any change in the region conductivity produces a change in the resultant impedance, which is



proportional to the amount of current flowing in that region. Separate electrode pairs for introducing the current and for measuring the voltage are used, the outer electrode pair is used for introducing the current, and the voltage is measured across the inner electrode pair. This method employs direct electrical contacts with the patient. At present the sensitivity is limited to about 0.1 to 0.01 ohm, therefore this method has been intended to monitor the relatively large physiological activities, such as the heart or lung motions.

It is a specific object of the present invention to eliminate the direct electrical contact with the patient.

It is another object of the present invention to track the micro or even the nano-ohm variations in the load impedance.

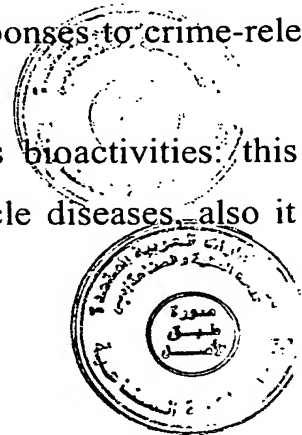
It is still another object of the present invention to be considering as close-type monitoring system.

From all of the above, the following wide spectrum of applications has been introduced:

a)- Non-invasive encephalograph: which monitors the brain bioactivities by tracking the impedance variations following the molecules movements inside the brain.

Monitoring the brain bioactivities also can be used in non-medical sectors, as in criminal investigations, by what is so called "Brain fingerprinting", a method created by Dr. Lawrence Farwell to identify the perpetrator of a crime, by connecting the evidence from the crime scene with the evidence stored in the brain, and measuring brain wave responses to crime-relevant words or pictures presented on a computer screen

b)- Non-invasively monitoring the nervous bioactivities: this can help in the diagnostic of the nervous or the muscle diseases, also it will



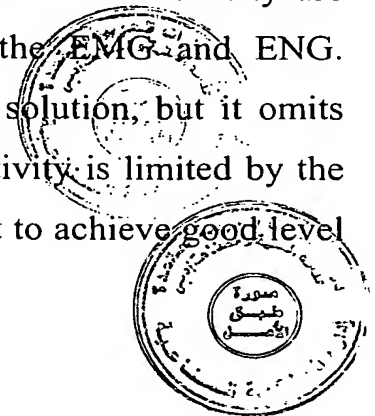
help the researcher to achieve an intelligent artificial limb or sensory organs such as for the handicapped patients.

Functional magnetic resonance imaging (f-MRI) is also a method used to study the blood-flow volume inside the brain, and indirectly the brain activity. By taking many quickly repeated anatomic pictures of the brain and then the blood-flow to different regions can be observed through the changes in the sizes of blood vessels. The assumption made here is that the areas of the brain, which are in use, will use more blood, and if they are using more blood the blood vessels will be larger. Researchers look at changing sizes of the blood vessels and then infer that particular regions of the brain are being used at particular times.

Many present day methods are used to monitor the brain bioactivity, such as the Electro-encephalograph (EEG), which employs a dozens of bulky electrodes being attached to scalp through salted gluing gel, this technique is used for capturing the brain bioelectricity. Due to the ambient EMI and noise, the EEG monitors the brain signals that are larger than 1 microvolt.

Most of the present day methods that are used to monitor the cells bioactivity are focused in capturing directly the cells bioelectricity, as an example the Electro-cardiography (ECG), Electro-encephalography (EEG), Electro-myography (EMG), Electro-nervography (ENG), Electro-gastrography (EGG)...etc.

Tracking the electrical signals which occurred within a specific combination of cells (tissue) has many limitations which reduces the value of the extracted data, for example different sources of bioelectricity are crossing the same frequency bandwidths, as in the EMG and ENG. Narrowing the monitored bandwidth is one of the solution, but it omits many of the important data. Also the level of sensitivity is limited by the level of the ambient EMI and noise, this is important to achieve good level



of signal to noise ratio (SNR). Additionally, to monitor the cells bioelectricity a direct electrical contact with the patient is a must, so an extra care for the patient safety will be vital to avoid the threat on patient from any system breakdown could be accidentally occurred, because such monitoring systems are mainly powered from the main AC power line. Also attaching the contact electrodes to the patient skin produces poor stability and generates many type of noises, such as the following limitation factors: skin preparation (hair shaving), air bubbles within the conducting gel, electrode and lead motion artifacts, leakage current, electrode polarization in long term monitoring, large skin to electrode impedance, perspiration, EMI, Electrocautery, MRI...etc.

The presented invention provides a tool for non-contactly monitoring the bioactivities of the central or the peripheral nervous system (brain, spinal cord and spinal nerves...etc), besides very low sensing threshold that can track even the brain whispers.

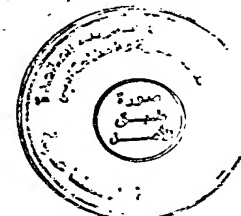
This method overcomes many of the prior arts limitations, by monitoring directly and non-reactively the extremely low movement effects of the microscopic particles within the living cells.

3. Fetal Cardiography:

Besides the fetal-cardiography it is monitoring the fetal heart rate and the maternal contractions, by directly tracking the vital movements of the fetal organs.

4. Insect cardio, respiration, and general activity graph:

All types of insects breathes and has blood circulation, monitoring such microscopic movements is vital but extremely difficult. The presented invention demonstrated the capability of monitoring such activity while the insect living free inside a ventilated chamber under no stress.



This is can be achieved by placing the anesthetized insect above the insulated sensing plate for one time, afterward a spectrum analyzer is used to evaluate the normal Insect bioactivity by determining its frequency bandwidths, then while the insect in its normal activities and based on Fourier theorem, and by using band-pass filters (BPF) via digital signal processing (DSP) these recommended frequencies bandwidth with a little leniency are tracked and extracted from the whole signal complex, which contains all the insect artifacts, along with the insect's bioactivities. Monitoring the insect's vital signs within any recommended ambient condition is vital and will expand our knowledge to inspire the world of insect's biology, and for an example it will provide an essential tool in the field of pesticides technology.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

15

Fig. 1 is a block diagram of the preferred embodiment

Fig. 2 illustrates an embodiment of the invention for monitoring the superficial hemodynamics through the finger; likewise monitoring can be obtained through any other region of the body surface.

20 Fig. 3 illustrates a cross-sectional view of the finger being monitored. The highest EMW intensity is found inside the finger and near the surrounding electrodes. The sensitivity grading lines also illustrated.

Fig. 4 illustrates an embodiment of the invention for monitoring the brain bioactivities (a single channel is shown); the probe assembly looks like the normal headphone.

25 Fig. 5 illustrates an embodiment of the invention for monitoring the bioactivities of the central and peripheral nervous system (spinal cord and spinal nerves...etc).

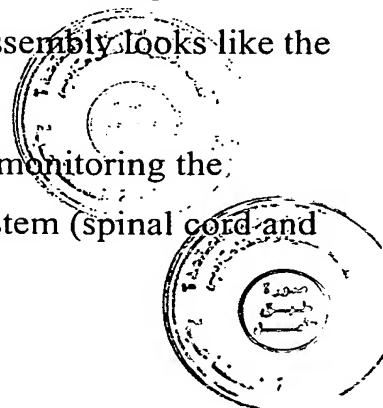


Fig. 6 illustrates an embodiment of the invention for monitoring the vital signs of the fetal organs, such as the heart, the lung, and the maternal contractions.

Fig. 7 illustrates the preferred shape of the overlapped transmitting antenna that can be used to monitor the insect's bioactivity. The electrodes can be constructed from a copper clad fiberglass board (printed circuit board), wherein the 1.6 mm fiberglass can perform the required insulation.

Fig. 8 illustrates the assembly details of the preferred adjacent-type transmitting antenna 48 (transducer / probe).

Fig. 9 illustrates the internal details of the preferred ultra-narrow band pass filter, which comprises many parallel crystal ladder filter modules 34.

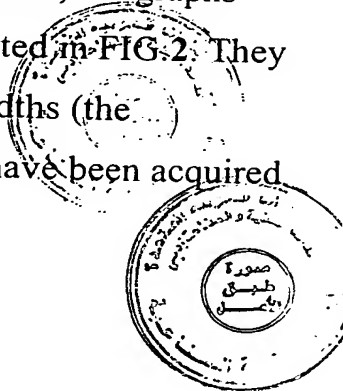
Fig. 10 illustrates an embodiment of the invention as a multi-channel monitoring of bioactivities.

Fig. 11 illustrates the preferred embodiment of the invention that maintains the high sensitivity while utilizing a low transmitting power of EMW.

Fig. 12 illustrates the preferred embodiment of the invention by adding non-directional coupler within the transmission line to produce a negative reference that reflects the instability of the produced HF EMW.

Fig. 13 illustrates the non-proportional characteristic of V_F and V_R over the impedance bandwidth of a tuned load. The sensitivity becomes maximum where the curves turn into exponentially sharp ($V_{SWR} = 1$ to 1.5).

Fig. 14 illustrates the output graphs being obtained by the present invention, with the exception of (a); All the remaining graphs are genuine, absolutely raw, and have not been processed by any means; the graphs obtained from the finger of a 39 years old man as depicted in FIG. 2. They have been separated by the expected frequency bandwidths (the frequencies being used are still not final). The graphs have been acquired



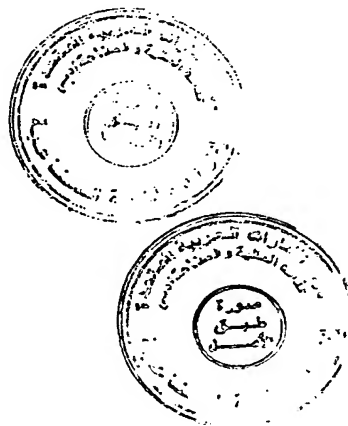
in sequence by using a single channel analogue to digital converter (ADC), and they have been manually joined (combined) in the figure.

- a) Represent standard ECG chart, and it is just shown here for the ease of comparison with the obtained graphs. Normally the raw ECG signal contains EMI, noises, and artifacts in addition to the useful signal. Therefore many signal processing is required to achieve an acceptable graph like the one shown here.
- b) Represent the obtained hemodynamic cardiograph, the equivalent QRS, T, and P peaks are obvious, it is slightly defers from the ECG by the time bandwidth and more particularly to the QRS (systolic) time interval, since the ECG outlines the heart muscle's depolarization instead of monitoring the mechanical activity of the heart as in the presented invention. The corresponding bandwidth applied is from 0.5 to 100 Hz.
- c) Represent the obtained hemodynamic pulse pressure that covers the frequency bandwidth of 0.5 to 10 Hz
- d) Represent the obtained heart beat cycle that can be used to calculate the heart beat rate, this is covered by the frequency bandwidth of 0.4 to 1.5 Hz.
- e) Represent the obtained respiration cycle that covers the frequency bandwidth of 0.2 to 0.5 Hz.
- f) Represent a magnified section for the obtained systolic peak of the hemodynamic cardiograph, the time has been magnified five times and the amplitude has been magnified twenty times, the arrows are pointing a rhythmic curve which should be an indicator of some of the heart activity. This is an example for the accuracy that being reached by the present invention.



The numbers in the drawing are:

- 1 is a HF oscillator;
- 2 is a HF power amplifier;
- 3 is an ultra-narrow band pass filter;
- 5 4 is a transmission line;
- 5 is a rectifying diodes;
- 6 is a bi-directional coupler;
- 7 is a matching network;
- 8 is a transmitting cable;
- 10 9 is a Balun (balanced to unbalanced transformer);
- 10 is a transmitting electrodes (sensor probe);
- 11 is an inspected region;
- 12 and 13 are forward V_F and reflected V_R voltages, respectively;
- 14 and 15 are RF suppression chokes;
- 15 16 and 17 are DC blocking capacitors - HPF;
- 18 and 19 are the load resistors of the HPF;
- 20 and 21 are the extracted wavering (variable) signals of the V_F and V_R voltages;
- 22 is a differential or instrumentation amplifier;
- 20 23 is a differential signal;
- 24 is an analogue divider;
- 25 are the divided outputs;
- 26 are active filters;
- 27 are output amplifiers;
- 25 28 are output ports;
- 29 is an electrical insulator;
- 30 are fixing arms;
- 31 are connecting wires;



32 are overlapped transmitting electrodes

33 is a multi-port HF power splitter;

34 is a crystal ladder filter module;

35 is a multi-port HF power combiner;

5 36 is a bi-directional coupler with HF outputs;

37 is an input filter (ceramic resonators);

38 is a HF selective amplifier;

39 is a crystal ladder output filter;

40 is a HF demodulator;

10 41 is a HPF;

42 is a HF forward power;

43 is a HF reflected power;

44 is a non-directional coupler;

45 is a signal produced by the non-directional coupler;

15 46 is a linear amplifier;

47 is a negative reference;

48 is a transmitting antenna (transducer / probe)

20 DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

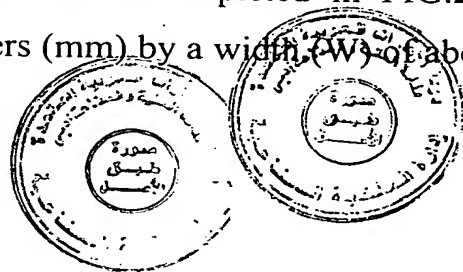
According to the present invention, the device can be described by referring to the drawings and more particularly to FIG. 1. The HF oscillator 1 is used to produce a fixed sinusoidal frequency, means to achieve a very stable and low noise EMW energy in the frequency range of 1 to 300 mega-hertz (MHz) with an output power of less than one milli-watt (mW). The produced EMW is then amplified to the desired power level ranging

from 1 to 100 mW by the HF power amplifier 2. The ultra narrow band pass filter 3 is used to clean the produced EMW from noises.

The purified EMW then passes through a bi-directional coupler 6, which is connected in series within a transmission line 4 (coaxial cable, dual parallel wires, or strip-lines). The bi-directional coupler 6 is used for instant sampling both the internal forward and reflected power values, which are generated inside the said transmission line 4. The EMW then passes toward the matching network 7, which is used to tune and buffer the 50-ohm (Ω) impedance of the HF oscillator 1 with the characteristic impedance of the load 11 (the region of the body being monitored). Due to its structure, the matching network 7 furthermore will act as a harmonic reject filter, which can be built from any of the popular types L, PI, or T filter networks.

The released EMW from the matching network is then introduced to the said load directly by a balanced type-transmitting antenna 48, or it can be introduced to the load indirectly via transmitting coaxial cable 8 and by the same antenna 48. The said antenna 48 as depicted in FIG. 8 consisted of pair of electrodes 10 made from insulated pieces of metallic sheets or wires. The balanced antenna 48 is connected to the coaxial cable 8 by balun 9 (balanced to unbalanced transformer).

The geometry size of the electrodes 10 defines the preferred coverage area plus the desired sensitivity depth, wherein the larger electrodes (L and W) will cover more surface area, and the increase of distance (D) between both electrodes will increase the effective depth of the sensitivity within the media being monitored. For example: monitoring the capillary blood flow (hemodynamics) within the finger skin as depicted in FIG.2, an electrode length (L) of about 5 millimeters (mm) by a width (W) of about 3

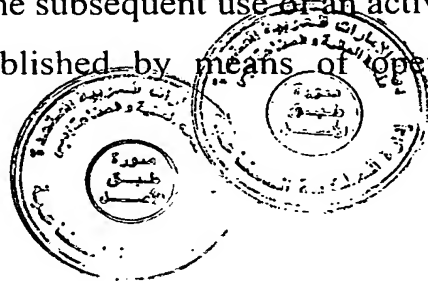


mm, having a distance (D) between both of the electrodes of about 2 to 3 mm, has seemed to be sufficient to obtain a satisfying results.

A dual HPF consisting of capacitor 16, 17 and resistor 18, 19 connected to both outputs 12, 13 of the bi-directional coupler 6, the capacitors 16, 17 will only allow the variable (wavering) voltages to pass through, and the direct current (DC) will be rejected. The extracted wavering (variable) voltages 20, 21 are imitating the impedance match and mismatch variations occurred in-between the load 11 and the HF oscillator 1.

The extracted wavering voltages 20, 21 are then combined together by a Differential amplifier (DA) 22 or to what is so called instrumentation amplifier (IA). Any ambient EMI could even reach the transmitted antenna 48, affects both of the DA inputs 20, 21 evenly and by the same phase, therefore such external common noise will be highly rejected duo to the high common mode rejection ratio (CMRR) available for this type amplifier, which now has been reached to more than 134 decibels (dB). Therefore the resulted combined signal has become to be so pure and unsusceptible to any external EMI or noise.

The output signal 23 thereafter directed to an analog divider 24, which produces multi outputs 25 that each mirrors the same characteristics and parameters of the input signal 23. The analogue divider 24 in particular is required when the same signal contains many vital parameters and indications. For example the signal obtained by monitoring the hemodynamic activities of capillary vessels contain a lot of information about the mechanical heart activity beside the respiration cycle, therefore dividing the signal to two channels, each of them represents a specific activity that can be discriminated by limiting the expected frequency bandwidth. This is can be achieved by the subsequent use of an active filter 26. The active filter 26 can be established by means of operational



amplifiers with a few passive components such as resistors and capacitors, or by using of modern computerized technology, such as the digital signal processing, these circuits can achieve the low pass, high pass, band pass, or band reject filter.

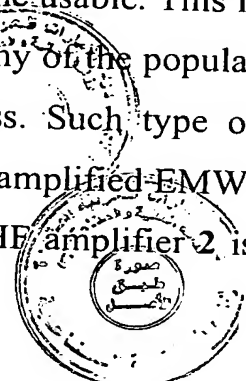
- 5 However the produced signal still need to be amplified to a sufficient level that can drive the next analytical circuits, this is can be performed by the output amplifier 27.

The general description explained above describes only the general functioning of the device. Utilizing standard readymade blocks, which are
10 popular and widely available in the market cannot achieve sensitivity better than few parts per thousand only.

Consequently the system designer should take a few significant measures into consideration, which is so vital to achieve a system with an ultra high sensitivity.

- 15 The HF section (1-10) has become to be the most critical part that can define the final sensitivity. The design of HF oscillator requires more concernment about the noise floor. Manufacturers of the HF oscillators are now showing more attention for reducing the phase noise and for the enhancement of the long-term stability. Nevertheless and as an example,
20 an ultra-low-noise RF oscillator that has a noise floor of about -174dB has established by the American Wenzel Inc. (ultra-blue low-noise oscillator series), such oscillator is an excellent choice and exceeds the requirements, but it's output power of about 0.5 mw still very low.

The produced EMW power will need amplifying to become usable. This is
25 can be achieved by using of HF power amplifier. Using any of the popular hybrid wide band RF amplifier for this stage is useless. Such type of amplifier produces a lot of noises, which contaminate the amplified EMW. The use of narrow-band (selective), and very low-noise HF amplifier 2, is



vital to establish a high quality EMW. Nevertheless the produced EMW still need to be purified from the noises, which occurred internally by the amplifier and the oscillator circuits. Using of narrow band pass filter 3 will help, but the traditional LC (inductive and capacitive) resonant type will not achieve a satisfying quality, due to the limitation of there low quality factor, which cannot exceed a few hundreds. A quality factor in millions can only be established by using of the crystal ladder filters (CLF) 34 as depicted in FIG.9. In general the present days crystals cannot tolerate driving powers above 10mW.

10 In many applications it is required to use a higher power than the crystal limit. Splitting the EMW energy by a HF power splitter 33 to a few matched and isolated ports will allow dividing the high EMW power to many matched and paralleled multi-order CLF 34, thus by combining the filters outputs together by a HF power combiner 35, a very clean and noise-free high power of EMW is produced.

15 Few many relationships should be maintained by the system designer, which is needed to achieve the highest sensitivity. For instance the produced DC voltage value of V_F 12 should be as large as possible, but to achieve a good differential symmetry between both V_F 12 and V_R 13 voltage values, the coupling coefficient of the bi-directional coupler 6 should be in the range of 30 to 40 dB.

20 The sensitivity threshold of the DA (IA) 22 is limited to a few nano-volts (nV) due to the DA/IA self noise. One of the best IA that has 1.6 nV/(root)Hz self noise voltage that equals about 10nV RMS (Root Mean Square) in the bandwidth of 0.1 to 100 Hz is INA 166 made by Texas Instruments Inc. Therefore the lowest input voltage which is required to achieve good signal to noise ratio has to be equal or larger than 100 nV, this is ten times higher than the amplifier's internal noise.



The IA self-noise can be reduced many times by decreasing the circuit's temperature whenever such extremely high sensitivity is desired. This is can be achieved by cooling the device through keeping the circuits inside a liquid nitrogen container. This way is highly reducing the self-noise of the circuits by means of reducing the thermal, Johnson, and flicker noises.

If the sensitivity of about 1PPM is required, and the IA has 100nV minimum input voltage, therefore the bi-directional coupler should produce 0.1Volt DC value for the V_F .

$$V_F = 0.1V = 100nV \times 1,000,000$$

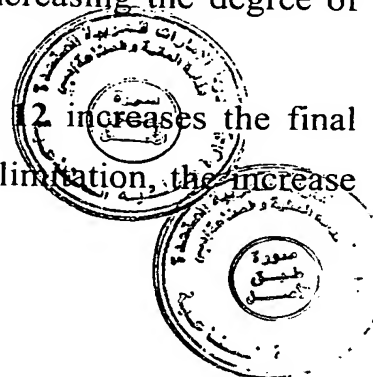
The 0.1V forward voltage embodies the 50-ohm (Ω) impedance of a matched load, consequently the 100nV variations (wavering) in the V_F voltage can be considered argumentatively to represent a 50 micro-ohm ($\mu\Omega$) impedance variations in the same load.

$$50 \mu\Omega = 50\Omega / (0.1V/100nV) = 50\Omega / 1E6$$

This general way of assumption is not so accurate; since there is no such accurate tool available at the present days that could be relied on to measure such very low impedance variations.

The practical observations demonstrated that the actual impedance sensitivity for a matched load is much better than what have been estimated above, because working at a good degree of impedance match of 1 to 1.5 VSWR (voltage standing wave ratio), where the curve for the V_F and V_R becomes exponentially sharp as depicted in FIG. 9, the slightest changes in the load impedance will lead to the highest changes for the V_F and the V_R values. The sensitivity decreases by increasing the degree of impedance match and vice versa.

Moreover increasing the DC-Voltage value of V_F increases the final system sensitivity. Due to the coupling coefficient limitation, the increase



of EMW power being transmitted has been demonstrated to be the proper solution that increases the DC-Voltage of V_F .

For example if the IA has 100nV minimum input voltage, and if the DC value for the V_F equals 10V, therefore the resulted sensitivity will be:

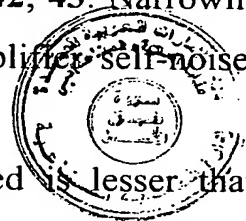
5 Sensitivity = $10V/100nV = 10PPP$.

Reducing the IA self-noise and enhancing the purity of the EMW can highly improves the final system sensitivity.

Actually in some cases it is not recommended to increase the transmitted power, for example in portable applications the power supply consumption is a very important factor, that's why the output power should be reduced. Also small insects cannot tolerate high RF powers while monitoring the their bioactivities. Also for a safety reason, according the regulations of the Federal Communications Commission / USA, the maximum permissible uncontrolled power exposure at 30 MHz for a period of 30 minutes, should not exceed 180mW/cm².

Therefore acquiring a high DC Voltage value for the V_F from a low transmitted power is possible by using a bi-directional coupler 36 that has un-rectified outputs as depicted in FIG.11, this means that the forward 42 and reflected 43 powers have to remain in there HF format without any demodulation. This enables the use of an ultra-narrow band (selective) RF amplifier 38. While these tiny powers remain in the HF format, the amplifying is possible without the risk of adding an extra noise generated by the amplifier's circuit 38 to the amplified signal 42, 43. Narrowing the bandwidth of the amplifier highly reduces the amplifier self-noise, and therefore enhances the amplified signal purity.

In low-power applications, the signal being tracked is lesser than the amplifier self-noise, therefore by using an ultra-low noise and selective RF amplifier 38 along with many ultra-narrow BPF 37, 39, (CLF, L-match and



ceramic resonators), the purity of the amplified signal remains as the un-amplified one.

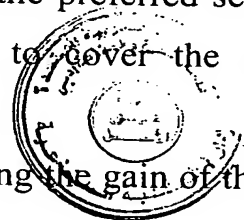
Rectifying (demodulating) the amplified HF powers can be achieved by using dual matched Schottky type diodes along with fining capacitors 40.

5 Using P-type zero bias Schottky detector diodes is necessary for achieving a high rectifying linearity in a wide range of input voltages, and because of their own low-flicker noise.

It has been noticed that the system is susceptible to rough vibration artifacts, which therefore affects the mechanical stability of the HF oscillator circuit, this is because the center frequency of crystal oscillator 1
10 is very susceptible to mechanical vibrations. Moreover the matching network 7 consisting of frequency dependent components (inductors and capacitors), so any changes in the oscillator frequency, leads to instability (deviation) in the resultant impedance match. Therefore the weight of the
15 oscillator circuit should be lightweight as much as possible, it has to be surrounded and fastened inside the device by placing it in sponge compartment that establishes a vibration absorber.

In order to prepare the system to be implemented in any application, a few tunings and modifications are required. In general the essential
20 preparations are based on choosing the proper transmitting antenna 48, which is used to introduce the EMW into the region of the body being monitored 11. Likewise it is necessary to define the preferred sensitivity, as well as adjusting the frequency bandwidth to cover the expected bioactivities being monitored.

25 The final sensitivity can be easily tuned by adjusting the gain of the output amplifier 27, and the frequency bandwidth also can be tuned by adjusting the components of the active filter 26, or by modifying the parameters of the DSP software.



However the shape of Electrodes **10** generally determines the type of the intended application. Each application requires different electrodes **10** with different size, shape, and insulation thickness.

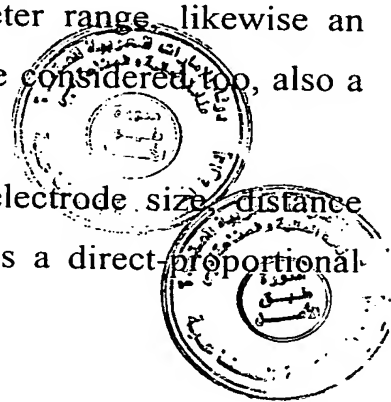
Monitoring the tiny blood flow fluctuations within the concealed capillary vessels requires more attention. The capillary blood flow within the superficial vessels (skin) at rest, has estimated to be about 1 micro-liter per second ($\mu\text{L/S}$) for each square centimeter, also the actual fluctuation in the capillary blood flow doesn't exceed 10% of the total volume flow. Consequently the blood fluctuates by about $0.1 \mu\text{L/S}$.

Moreover the hemodynamic cardiography monitors the instant capillary blood flow within the bandwidth of 0.1 to 100 Hz, therefore the upper frequency limit (100Hz), which represents the fast blood flow variations, outlines the 1 nano-liter variations in the blood volume for each 10 milli-second (nL/10mS).

The transmitting antenna (probe) **48** which is intended to monitor the superficial bioactivity such as the capillary blood flow within the skin, comprises of dual symmetrical electrodes **10** (FIG.8) made from thin sheet of metal, that have relatively a similar length (L) and width (W) of each electrode of about 2 to 5mm, and a distance (D) between both electrodes of a few milli-meters. The insulation layer **29** can be made from any thin plastic or rubber sheet of less than 1mm thickness, means to achieve proper electrical isolation.

Monitoring a more deep bioactivity (brain, CNS, and fatal, FIG.4, 5, and 6) requires larger size electrodes **10** in the centimeter range, likewise an extended distance between the electrodes should be considered too, also a thicker insulation should be prepared.

The relationship between the bioactivity depth, electrode size, distance between electrodes, and the insulation thickness is a direct proportional.



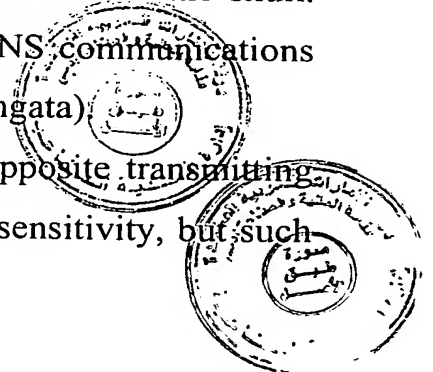
relationship. The purpose of using thick insulation is to reduce the sensitivity for the superficial bioactivity, and to increase the threshold sensation for a deeper bioactivity.

From the EMW propagation theory as depicted in FIG. 3 it is a well-known fact that EMW becomes attenuated by being away from the transmitting antenna, as well the direction of propagation turns to the surrounding objects that has the lowest impedance, wherein the surrounding objects luckily will act as a waves director. Therefore the EMW mainly propagates toward the nearest region of the body being monitored. Enlarging the electrode size will enlarge the inspected area being monitored. Likewise the distance enlargement between the electrodes enlarges the radius of the electromagnetic field being created.

The purpose of enlarging the insulator thickness is to keep electrodes away from the inspected region, to insure a deeper delivery of the EMW inside the body, and to reduce the high sensitivity proximity effect that occurs by positioning the electrodes very close to the body.

Moreover keeping electrodes away from that region which doesn't contain a large moving activity such as the skull, achieves another way of sensation to a deeper bioactivities that's directly affected by the impedance property of the cells. The cells (tissue) impedance varies from about $10\text{k}\Omega/\text{cm}$ at rest, to about $1\text{k}\Omega/\text{cm}$ at action. Therefore thickening the insulator **29** reduces the sensitivity to the tiny superficial bioactivities, and this is very important factor for monitoring the brain bioactivity without any significant interference with the natural blood flow within the skull.

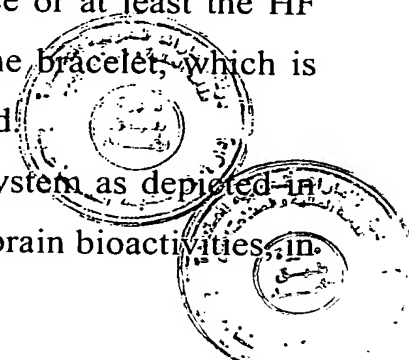
The same arrangement can be done to monitor the CNS communications within the upper side of the spinal cord (Medulla Oblongata). Placing the region being monitored between a two opposite transmitting electrodes as depicted in insures the highest possible sensitivity, but such



positioning reduces the impedance pre-matched flexibility from being always ready for use in a different patient circumstances, this means that the distance between the opposite electrodes is defined by the thickness of the inspected region which varies between peoples, and therefore this varies the resultant load impedance, consequently any achieved impedance match cannot be valid for different positioning of electrodes. Therefore this will force to employ an auto-tuning matching network, instead of permanent matching network 7, which is applicable for many positioning circumstances. By employing the adjacent type transmitting electrodes (FIG. 8), it is not required to retune the matching network 7 every time.

When the system has to be used out of clinic, by transmitting the patient cardiograms to a receiving unit that located in a hospital's emergency, also as an out-patient monitoring system which is used in the ambulance or the rescue helicopter, and the tele-patient monitoring (Bluetooth ® cardiography), or the soldier of future, were it is necessary to keep watching the soldier health remotely within the battlefield. In such applications, which are running in shaking conditions that release many vibration artifacts, extra measures to maintain the monitoring stability are required.

The effect of vibration artifacts can be highly reduced by eliminating the output transmitting cable 8, by means of connecting directly the sensing probe (antenna electrodes) 48 to the matching network 7, this is to eliminate the vibration effect, which occurred due to the swinging in the transmitting cable. Furthermore minimizing the device or at least the HF blokes (1-7) to a size that can be fit in the belt or the bracelet, which is fastened around the region of the body being monitored. If it is needed to achieve multi-channel monitoring system as depicted in FIG. 10, as for the multidirectional monitoring of the brain bioactivities.

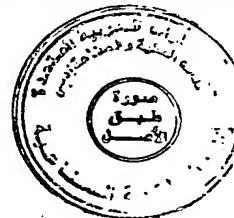
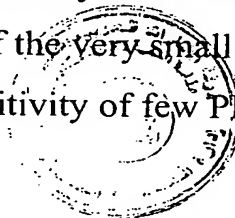


a similar way of the traditional EEG. The produced power of EMW can be divided to many symmetrical ports that each port continues independently to all of the following stages. Individual CLF 34 is sufficient for each port, because the 10mW of EMW power is enough and sufficient for driving each port.

A dual-channel system is effective for subtracting the undesired signals, for example if the blood flow affects the signal being obtained while monitoring the CNS bioactivities, an additional sensor can be used to monitor only the blood flow in that region of the body which doesn't contain any other activities, and then the resulted blood flow signal can be subtracted from the main signal being obtained by the CNS sensor. By this way monitoring specific activity is possible even if it is founded in a region that contains undesired artifacts. Likewise it can help in monitoring the fetal activities without being influenced by the mother bioactivities.

Reducing the effect of internal noise and instability on the final sensitivity can be achieved by adding a non-directional coupler 44 within the same transmission line 4 as depicted in FIG. 12. The output signal 45 of the non-directional coupler after being rectified is used to estimate the instability of the produced EMW. The output signal 45 of the non-directional coupler 44 has no phase characteristics, and therefore it reflects only the amplitude instability of the produced EMW. By extracting the wavering components through the use of DC blocking capacitor, the amplified signal 47 will contain the necessary data about the HF instability, and so it can be used as a negative reference in the final signal processing stage.

The very high sensitivity is required by a few limited applications, such as for monitoring the bioactivities of the very small insects like the ants. For a two-centimeter cockroach, a sensitivity of few PPM is sufficient to acquire good satisfying results.

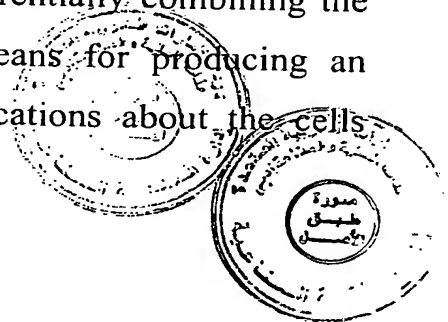


At this time it is impossible to apply this technology for monitoring the bioactivity of an individual cell. This technology is still nascent, and it is intended now for monitoring the bioactivities for a large amount of cells that are combined in the tissue. In the near future and by the presented
5 technology, the sensitivity could reach the capability of monitoring even the plant leaf bioactivities.

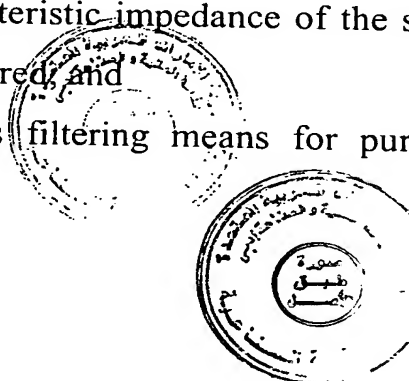


CLAIMS

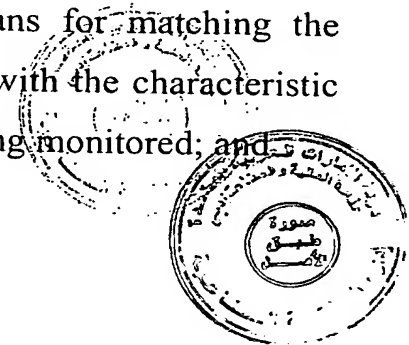
1. Apparatus for non-invasively monitoring the cells bioactivities in a body, said apparatus comprising:
 - High frequency (HF) power oscillator means for producing fixed sinusoidal HF electromagnetic (EM) energy; and
 - Balanced type antenna means for radiating the EM energy being produced by the said oscillator into the region of the body being monitored; and
 - Matching network means for matching the output impedance of the said oscillator means with the characteristic impedance of the said region of the body being monitored; and
 - Ultra narrow band pass filter (BPF) means for reducing the internal random noises which contaminates the said produced EM energy; and
 - Bi-directional coupler connected in series within transmission line means for instant sampling the internal forward and reflected power values that only occurred inside the said transmission line due to the transmission lines match and mismatch phenomena; and
 - Dual high pass filters (HPF) means for filtering the said forward and reflected power values means for passing only the wavering components voltages which contains the useful indications about the Impedance match and mismatch variations of the said region of the body being monitored; and
 - Differential amplifier means for differentially combining the said extracted wavering voltages means for producing an output voltage that contains an indications about the cells bioactivity being monitored; and / or



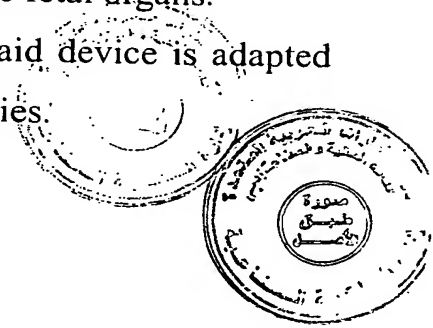
- Analogue divider means for dividing the said resulted differential voltage to many outputs that maintaining the same characteristics as the undivided input; and
 - Active filter(s) means for separating specific frequencies bandwidth by band(s) pass and / or band(s) reject filtering the said divided voltage(s) means for extracting different kinds of cells bioactivities.
 - Output amplifier(s) means for amplifying the said actively filtered voltage to the needed level sufficient to drive the following indicator(s) circuit(s)
2. A method for non-invasively monitoring the cells bioactivities in a body by means of monitoring the impedance variations that being occurred due to the transit movements of ionized particles across the cells membrane and / or by means of monitoring the impedance variations that being occurred due to the cells movements or flow within the body, and / or by means of monitoring the changes in the cells impedance that being occurred due to the difference in concentration of the ionized particles at both sides of the cells membrane, the method comprising:
- Directing EMW being produced by HF power oscillator to the region of the body being monitored by Balanced type antenna; and
 - Matching the output impedance of the said HF power oscillator and the characteristic impedance of the said region of the body being monitored; and
 - Ultra narrow band pass filtering means for purifying the produced EMW; and



- Instant sampling the forward and reflected power values being occurred only inside transmission line due to the transmission lines match and mismatch phenomena by a Bi-directional coupler; and
 - High pass filtering the said forward and reflected power values means for passing only the wavering voltages that contain the indications about the Impedance match and mismatch variations of the said region of body being monitored; and
 - Differentially combining the said wavering voltages means for producing an output voltage comprises the useful indications about the cells bioactivity being monitored; and
 - Separating specific frequency bandwidths by band(s) pass and/or band(s) reject filtering the said resulted differential wavering voltage means for discriminating specific types of cells bioactivities
3. A device comprising:
- HF oscillator for producing EM-waves for non-invasively monitoring the cells bioactivity, the said oscillator having a power range from 1 to 100 milli-watt, and having a frequency range from 1 to 300 MHz; and
 - Balanced type antenna comprising dual insulated parallel or opposite or overlapped metal sheets or wires, the said antenna being adapted for location in the region of the body containing the collection of cells to be monitored; and
 - An impedance matching network means for matching the output impedance of the HF oscillator with the characteristic impedance of the region of the body being monitored; and



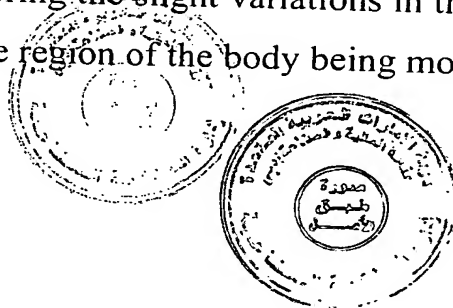
- Means for extracting wavering voltages from the forward and reflected transmission line voltages to produce a voltages which provides an indication about the impedance variations of the region of the body being monitored; and
 - Means for differentially combining the said wavering voltages to provide an indication signal, whereby to provide an indication about the cells bioactivities within the region of the body being monitored; and
 - Means for separating the indication signal by means of frequencies bandwidth means to extract a specific cells bioactivity; and
 - Means for amplifying the said indication signal to a level that can drive the analytical or the indicator circuits
4. A device as claimed in claim 3, wherein said device is adapted for monitoring the hemodynamics of the blood flow within the body, means for monitoring the vital activities of the heart and / or the lung and / or the vessels.
 5. A device as claimed in claim 3, wherein said device is adapted for monitoring the brain bioactivities.
 6. A device as claimed in claim 3, wherein said device is adapted for monitoring the bioactivities of the central or the peripheral nervous system.
 7. A device as claimed in claim 3, wherein said device is adapted for monitoring the vital signs activities of the fetal organs.
 8. A device as claimed in claim 3, wherein said device is adapted for monitoring the insect's vital signs activities.



METHOD AND APPARATUS FOR NON-CONTACTLY MONITORING THE CELLS BIOACTIVITY

ABSTRACT

A method and an apparatus for non-contactly (non-invasively) monitoring the cells (tissue) bioactivities by means of tracking the impedance changes being occurred due to the transit movements and reactions of ionized molecules across the cells membrane, or by tracking the cells movements or flow within the body. Tracking the impedance changes is based on the concepts of the transmission line impedance match and mismatch phenomena, by means of monitoring the slight variations in the impedance match and mismatch between the region of the body being monitored and a stable source of EMW.



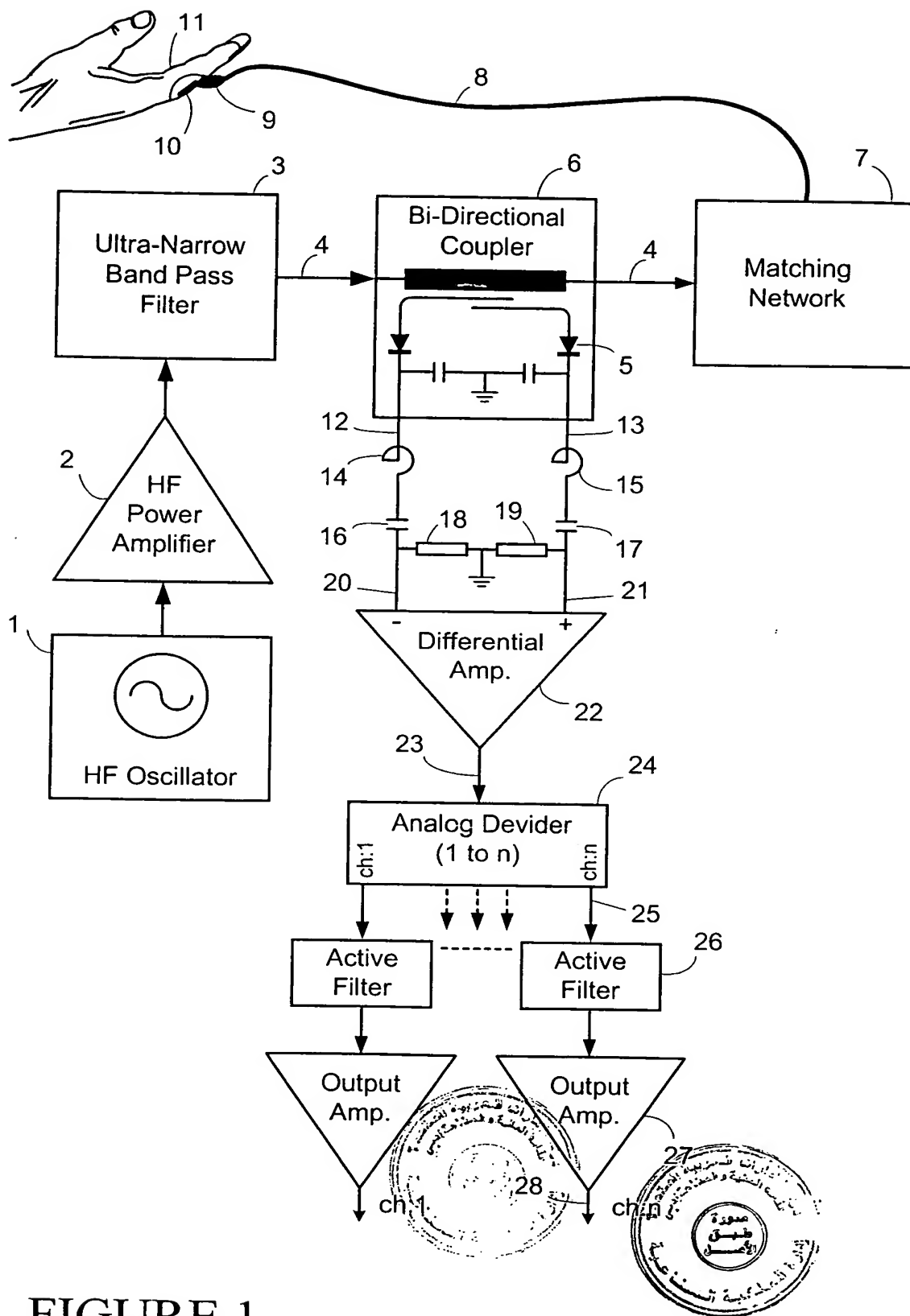


FIGURE 1

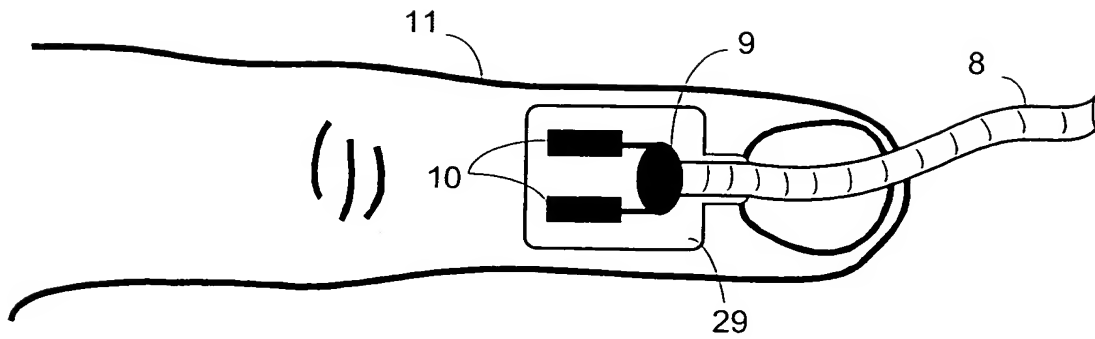


FIGURE 2

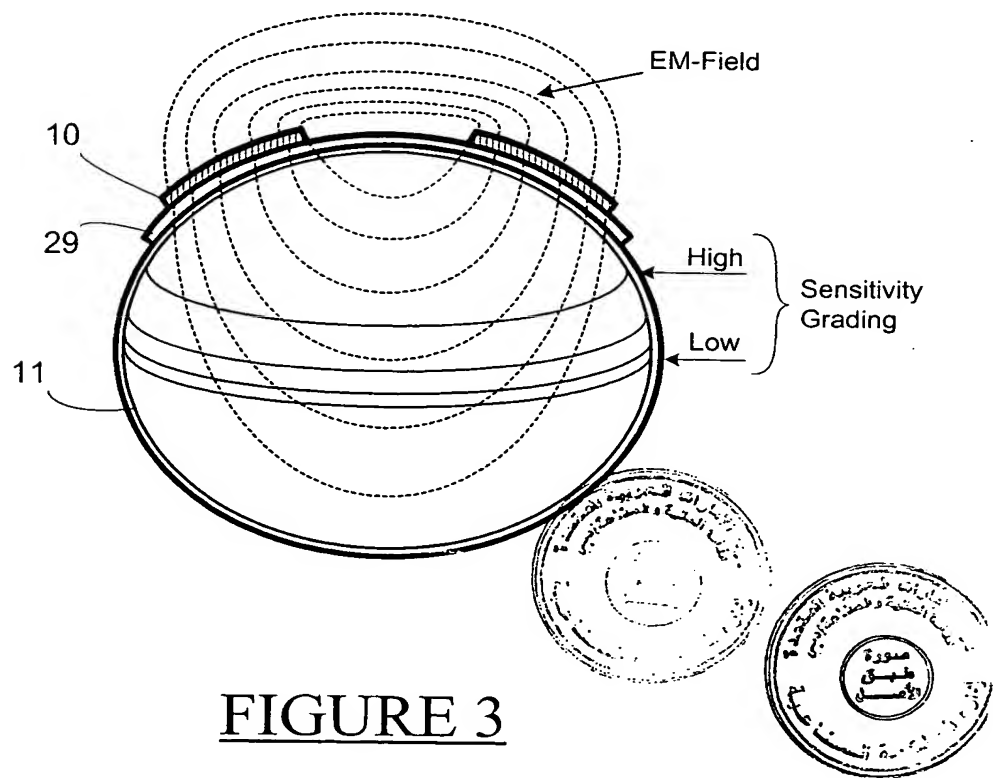


FIGURE 3

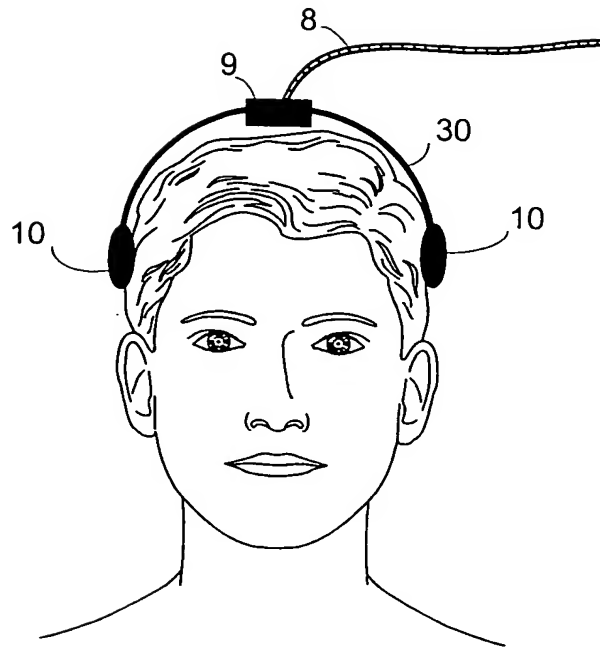


FIGURE 4

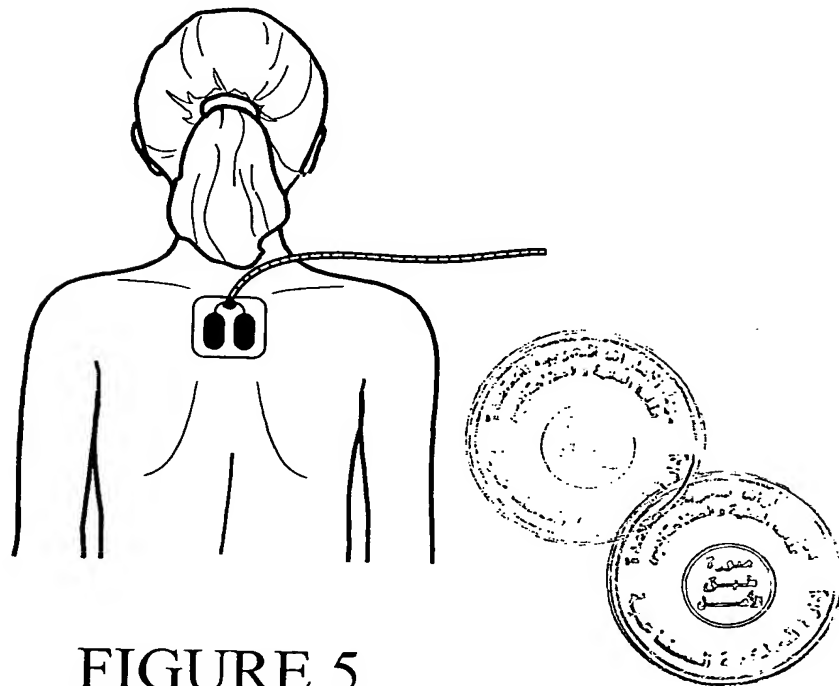


FIGURE 5

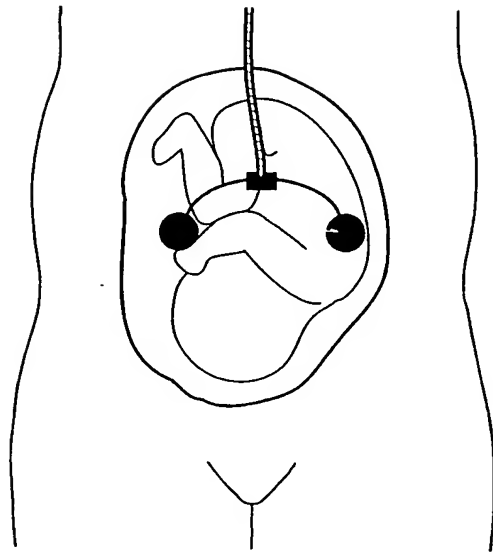


FIGURE 6

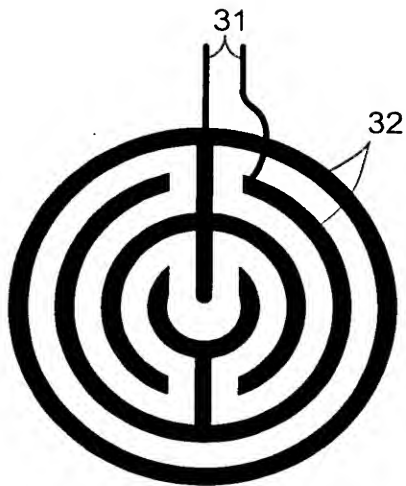


FIGURE 7

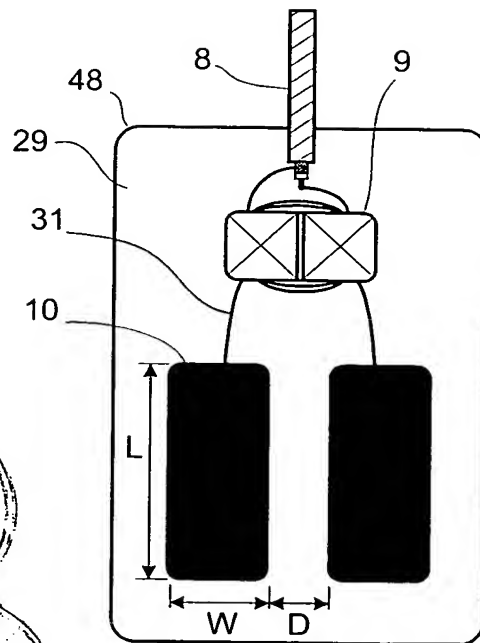


FIGURE 8

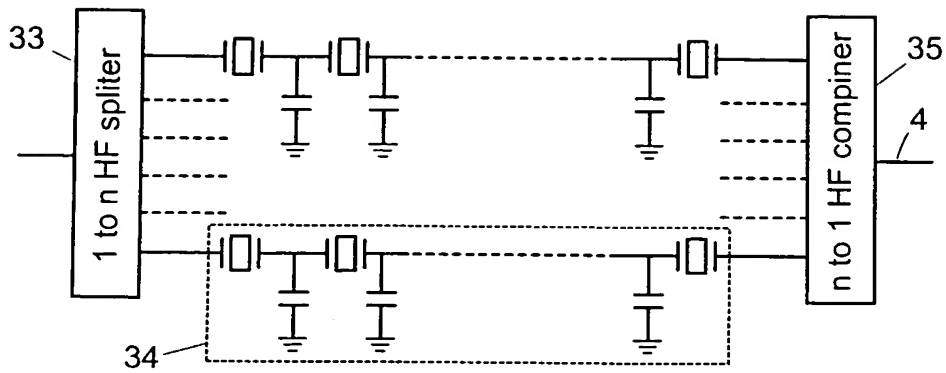


FIGURE 9

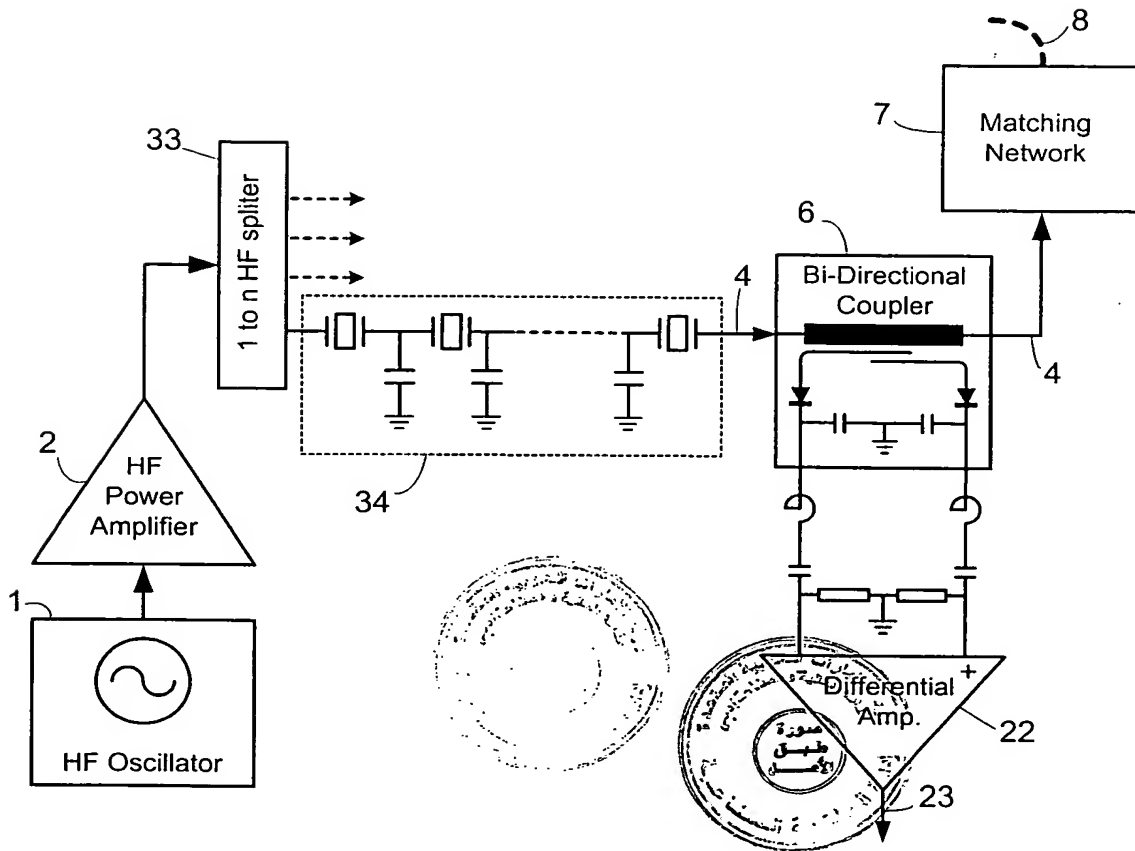


FIGURE 10

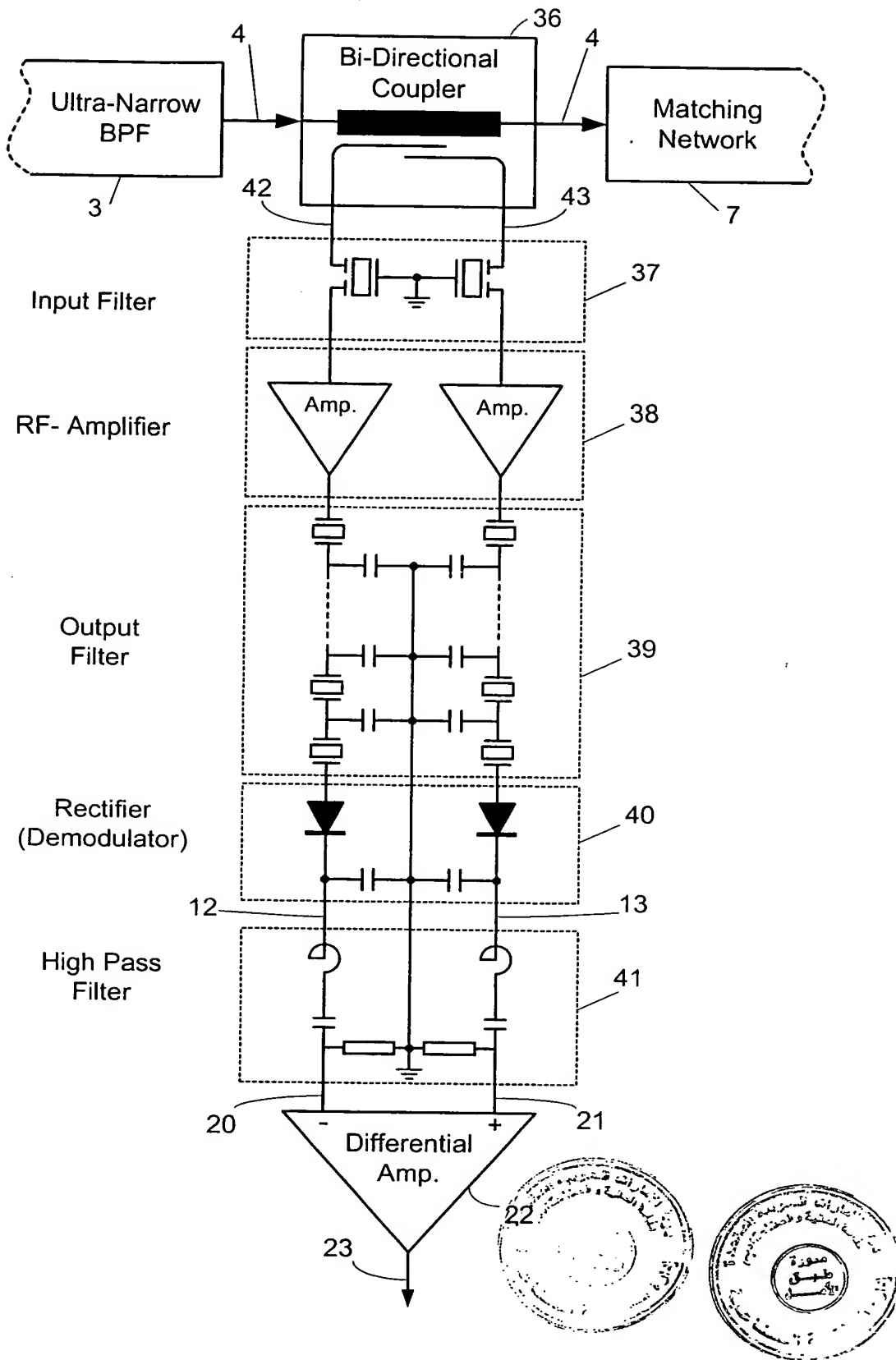


FIGURE 11

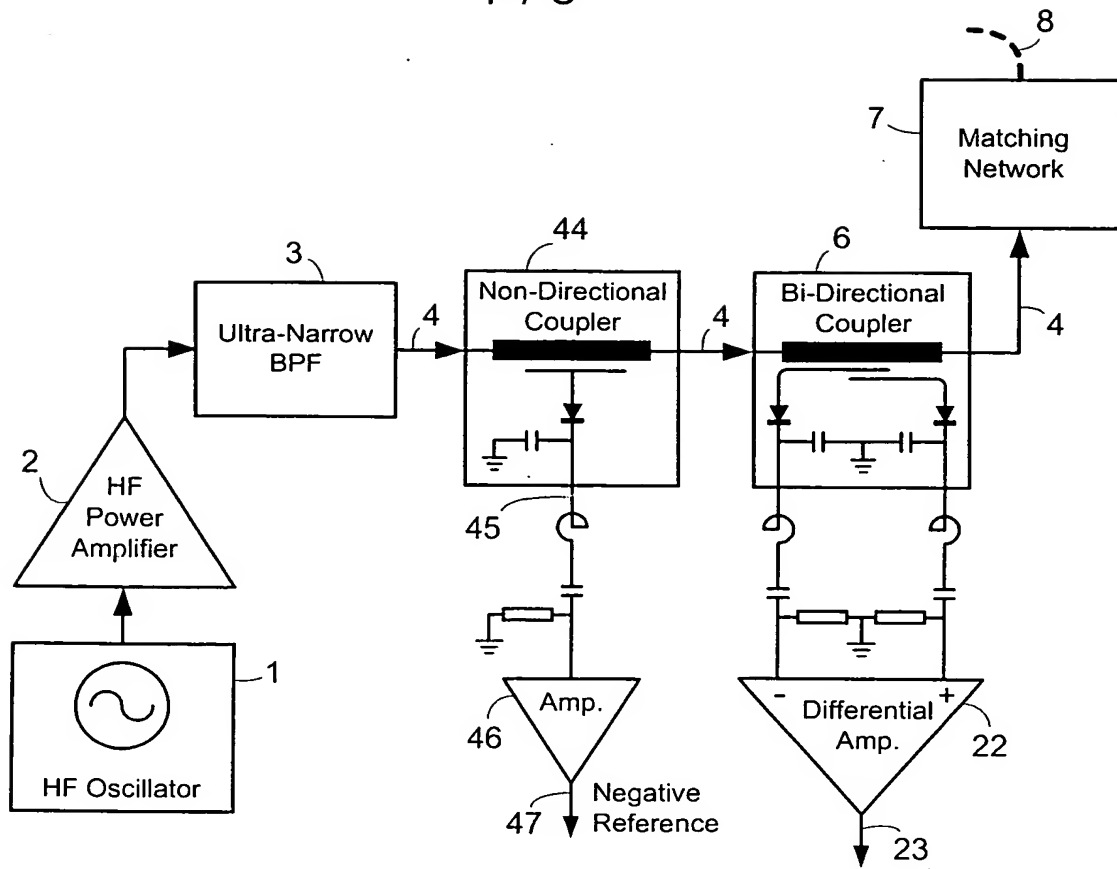


FIGURE 12

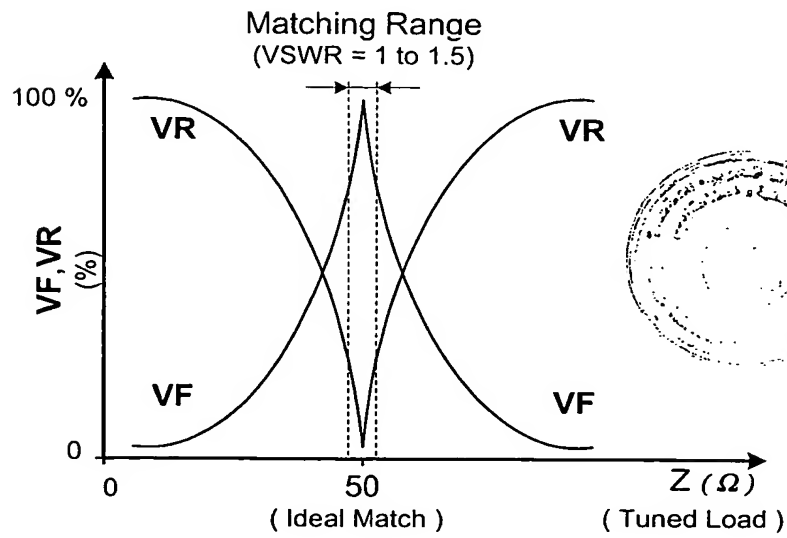


FIGURE 13

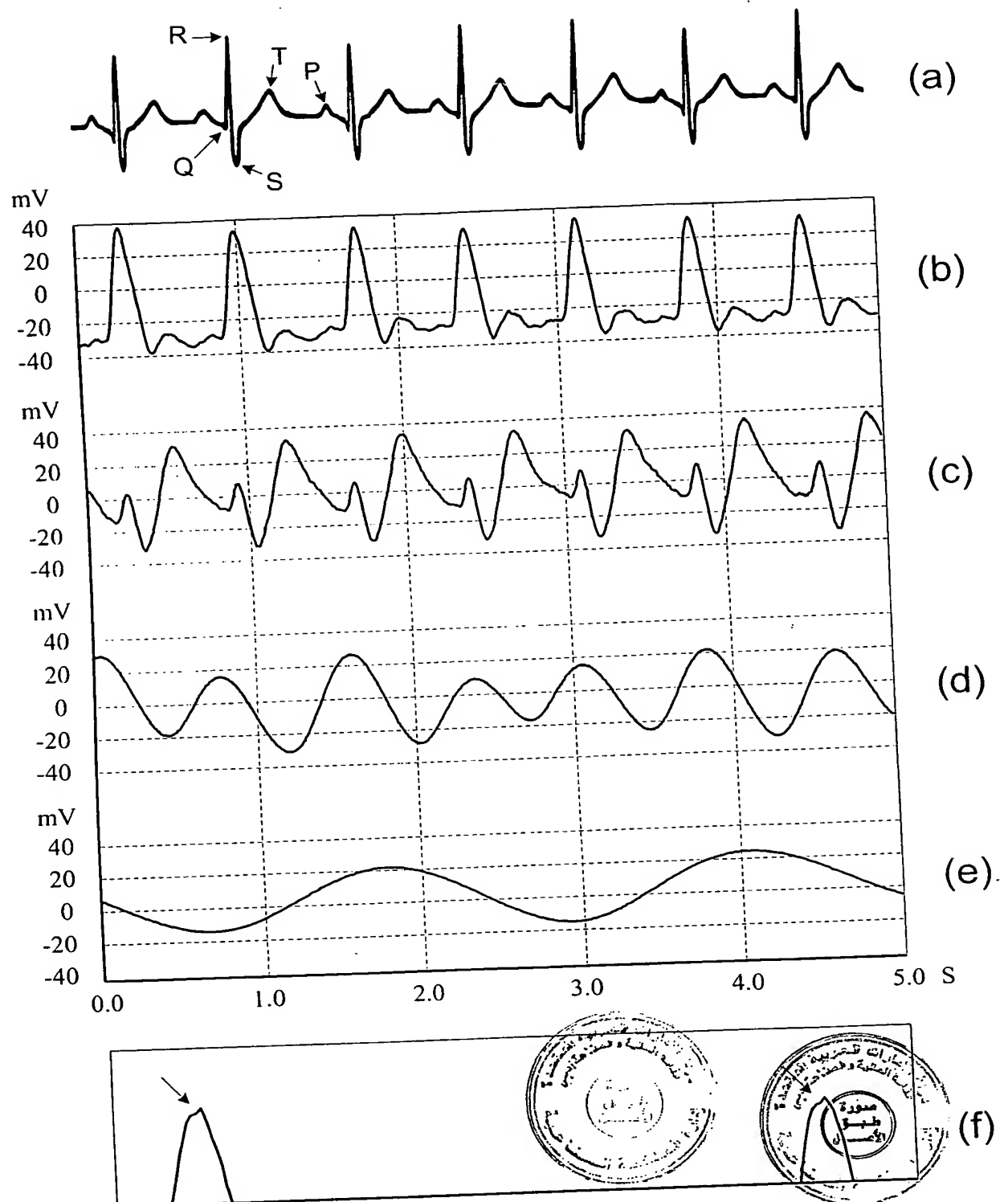


FIGURE 14